

**DIE VENTRIKELFUNKTION
15 JAHRE NACH MITRAL- UND
AORTENKLAPPENERSATZ
DURCH STARR-EDWARDS-KUGELVENTILE.
NICHT INVASIVE UNTERSUCHUNGEN
MIT DER ERSTEN PASSAGE TECHNIK**

WOLFGANG HEMMER

*Diss
München
1984*



Dissertations- und Fotodruck ANNELIESE SCHUBERT
Corneliusstraße 21 · 8000 München 5 · Telefon 2014774



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548306_0046

Aus der Herzchirurgischen Klinik der Universität
München

Direktor: Professor Dr.Dr.h.c. W. Klinger

Die Ventrikelfunktion 15 Jahre nach Mitral- und
Aortenklappenersatz durch Starr-Edwards-Kugelventile.
Nicht invasive Untersuchungen mit der Ersten Passage
Technik.

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München.

Vorgelegt von
Wolfgang Hemmer
München

1984

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof.Dr.med.B.Reichart
Mitberichterstatter: Prof.Dr.med.Dr.h.c.W.Klinner
Dekan: Prof.Dr.med.W.Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 28.2.1984

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

- 1.1. Entwicklung der Starr-Edwards-Kugelklappen
- 1.2. Hämodynamik der Starr-Edwards-Kugelklappen
- 1.3. Fragestellung

2. METHODIK

- 2.1. Prinzip der Radionuklid-Ventrikulographie
- 2.2. Herzsintigraphie mit der "Ersten Passage Technik"
 - 2.2.1. Durchführung
 - 2.2.2. Erstellung der szintigraphischen Bilder und Aufzeichnung von Zeitaktivitätskurven
 - 2.2.3. Bestimmung des Herzrandes und Subtraktion des inhomogenen Hintergrundes
 - 2.2.4. Bestimmung der Funktionsparameter
 - 2.2.4.1. Links-, rechtsventrikuläre Volumina und globale Auswurffraktion
 - 2.2.4.2. Rasche diastolische Ventrikelfüllung
 - 2.2.4.3. Mittlere Auswurfgeschwindigkeit des linken (rechten) Ventrikels
 - 2.2.4.4. Bestimmung des Refluxes an den Herzklappen
 - 2.2.4.5. Mittlere Lungendurchflußzeit
 - 2.3. Statistik

3. PATIENTENGUT

- 3.1. Patienten mit Mitralklappenersatz
 - 3.1.1. Diagnose und Klinik
 - 3.1.2. Herzkatheteruntersuchung
 - 3.1.3. Operationstechnik
- 3.2. Patienten mit Aortenklappenersatz
 - 3.2.1. Diagnose und Klinik

- 3.2.2. Herzkatheteruntersuchung
- 3.2.3. Operationstechnik

4. ERGEBNISSE

- 4.1. Klinik
- 4.2. Ergebnisse der szintigraphischen Nachuntersuchung
 - 4.2.1. Linksventrikuläre Funktionsparameter
 - 4.2.1.1. Ventrikelvolumina
 - 4.2.1.2. Globale Auswurffrac tion
 - 4.2.1.3. Mitraler Reflux
 - 4.2.1.4. Herzminutenvolumen und Herzindex
 - 4.2.1.5. Mittlere Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase (RFR)
 - 4.2.1.6. Mittlere systolische Auswurfgeschwindigkeit (ER)
 - 4.2.2. Mittlere Lungendurchflußzeit
 - 4.2.3. Parameter des rechten Ventrikels

5. DISKUSSION

- 5.1. Merkmale der Herzklappenchirurgie
 - 5.1.1. Indikation zur operativen Korrektur chronischer Herzklappenvitien
 - 5.1.2. Metallkunststoffventile vs. Bioprothesen
 - 5.1.3. Klappenerhaltende Operationen
- 5.2. Kontrolle des operativen Ergebnisses
 - 5.2.1. Kontrolle des operativen Ergebnisses in invasiver Technik
 - 5.2.2. Kontrolle des operativen Ergebnisses in nicht invasiver Technik
- 5.3. Methode der Herzbinnenraumszintigraphie mit der "Ersten Passage Technik"
 - 5.3.1. Vorteile der "Ersten Passage Technik"

- 5.3.2. Aussagefähigkeit der "Ersten Passage Technik"
- 5.4. Langzeitergebnisse nach Mitral- und Aortenklappenersatz durch Starr-Edwards-Kugelventile
 - 5.4.1. Patientengut
 - 5.4.2. Szintigraphische Ergebnisse
- 5.5. Schlußfolgerungen

6. ZUSAMMENFASSUNG

7. TABELLEN (szintigraphische Einzelergebnisse)

8. LITERATURVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGEN

Tc-99 m	Technetium 99 m
ROI	Region of Interest
ED	Enddiastole
ES	Endsystole
RF	Rasche Füllungsphase
NTC	Normierte Gesamtzählrate
EDV (ml)	Enddiastolisches Volumen
ESV (ml)	Endsystolisches Volumen
SV (ml)	Schlagvolumen
HMV (l/min)	Herzminutenvolumen
BSA (m^2)	"Body Surface Area", Körperoberfläche
HI ($l/minm^2$)	Herzindex
HF (min^{-1})	Herzfrequenz
AF (%)	Auswurffraktion
J_{ED}	Enddiastolische Impulszahl
J_{ES}	Endsystolische Impulszahl
J_{RF}	Impulszahl während der raschen Füllungsphase
J_D	Diastolische Impulszahl
Vol_{RF} (ml)	Volumen der raschen Füllungsphase
t_{RF} (sec)	Dauer der raschen Füllungsphase
RFR (ml/sec)	"Rapid Filling Rate", Geschwindigkeit der raschen Füllungsphase
ER (ml/sec)	"Ejection Rate", Auswurfgeschwindigkeit
R (%)	Regurgitationsfraktion
t_S (sec)	Dauer der Systole
MTT (sec)	"Mean Transit Time", mittlere Lungendurchflußzeit
ME	Mitralklappenersatz
AE	Aortenklappenersatz
MS	Mitralstenose

MI	Mitralinsuffizienz
AS	Aortenstenose
AI	Aorteninsuffizienz
TI	Trikuspidalinsuffizienz
$\overline{RA}$	Mittlerer Druck im rechten Vorhof
RV	Druck im rechten Ventrikel
PA	Druck in der A. pulmonalis
$\overline{PA}$	Mittlerer Druck in der A. pulmonalis
$\overline{PCP}$	Mittlerer pulmonaler Kapillar- verschußdruck
$\overline{LA}$	Mittlerer Druck im linken Vorhof
LV	Druck im linken Ventrikel
ΔP	Druckgradient an stenotischen Aortenklappen
NYHA	New York Health Assoziation

1. EINLEITUNG

Der Ersatz irreversibel geschädigter Herzklappen ist seit über 20 Jahren ein wesentlicher Bestandteil der Herzchirurgie. Ermöglicht wurde dies zunächst durch die Entwicklung und Anwendung der Herzlungenmaschine (GIBBON 1953;21) als Voraussetzung für Operationen am offenen Herzen. Ein weiterer wesentlicher Faktor war die Konstruktion von langfristig funktionstüchtigen künstlichen Herzklappen. Nach intensiven Bemühungen verschiedener Arbeitsgruppen (1,3,6,12,13,15, 26,32,33,43,50,52,74,88) war es das große Verdienst des Technikers M. Lowell EDWARDS und des Klinikers Albert STARR, gemeinsam ein Klappenmodell zu entwerfen, das diese Ansprüche erfüllte (89,90,91). Die erste erfolgreiche Implantation einer Starr-Edwards-Kugelprothese gelang im September 1960; der Patient überlebte 9 Jahre.

1.1. Entwicklung der Starr-Edwards-Kugelklappen

Die meisten in den fünfziger Jahren konstruierten Klappenmodelle waren an der Anatomie und Hämodynamik der natürlichen Herzklappen orientiert. Dagegen griffen STARR und EDWARDS das einfache mechanische Prinzip einer Kugel, die sich in einem Käfig bewegt, auf. Die Idee geht auf das Patent eines Flaschenverschlusses von J.B. WILLIAMS aus dem Jahr 1858 zurück (101). Nachdem schon verschiedene Arbeitsgruppen (26,33) mit Kugelklappen experimentiert hatten, gelang es STARR und EDWARDS, als erste klinisch erfolgreich zu sein.

Die Tabellen I und II geben einen Überblick der Entwicklung der Starr-Edwards-Kugelventile.

Typ	Jahr	wesentliches Bauprinzip
prä - 6000	1960	Kunststoffkäfig mit 4 Streben, Silikonkugel
6000	1960	Metallkäfig, Silikonball
6120	1965	Kunststoffüberzug der gesamten Einstrombahn, 4 dünnere Streben, BaSO ₄ in Silikonball
6300	1967	Kunststoffüberzug des gesamten Käfigs, 4 Streben, Metallball, kleine Öffnungsfläche
6310	1968	vergrößerte Öffnungsfläche
6320	1970	Oberfläche der Kunststoffver- kleidung aus Polypropylen
6400	1972	Aussparung der Kunststoffverklei- dung im Bereich der Berührungs- fläche mit der Kugel

Tab. I: Entwicklung der Starr-Edwards-Mitralklappen

Typ	Jahr	wesentliches Bauprinzip
prä — 1000	1961	Metallkäfig mit 4 Streben, Silikonkugel
1000	1962	Metallkäfig; 3 Streben, die in die Einstrombahn hineinreichen ("Doppelkäfigeffekt"), dadurch Verkleinerung der Kugel
1200	1965	wie 6120, weiterhin nur 3 Streben, Aufgeben des Doppelkäfigs
1260	1968	Kleine Veränderungen
2300	1967	wie 6300, 3 Streben
2310	1968	wie 6310; 3 Streben, häufiges Problem: Einklemmen der Kugel im Käfig
2320	1970	wie 6320; 3 Streben, anders angeordnet
2400	1972	wie 6400; 3 Streben

Tab. II: Entwicklung der Starr-Edwards-Aortenklappen

Der Käfig des ersten Prototyps (Mitralprothese prä-6000) war noch aus Kunststoff gefertigt; von diesem Modell wurden nur zwei Ventile implantiert. Schon beim nächsten Typ (Mitral 6000) wurde rostfreier Stahl (Stellit) verwendet (Abb. 1). Parallel zu den Mitralklappenprothesen lief die Entwicklung der Aortenklappenventile. Der Käfig des ersten Modells (prä-1000) wies noch wie sämtliche Mitralklappen vier Streben auf; diese wurden dann auf drei reduziert (Abb. 2).

Als Material für die Kugel diente zunächst ausschließlich Silikon. Spezifische Komplikationen der einzelnen Typen, insbesondere die hohe Inzidenz zu Thromboembolien, führten zu einer ständigen Weiterentwicklung. Zunächst wurden die glatten Metallflächen am Klappenring, von denen sich Thromben sehr leicht lösen konnten, ausgedehnter mit Teflon beschichtet. Eine häufige Komplikation des Aortenklappenventils 1000, die bisweilen zu Reoperationen zwang, war eine Zerstörung der weichen Silikonkugel ("ball variance", 35). Abhilfe war durch eine chemische Härtung des Materials und Aufgeben des "Doppelkäfigs" (Abb. 2) möglich.

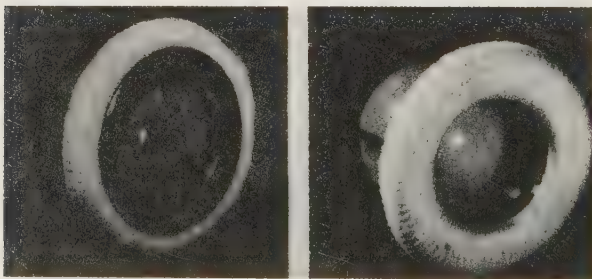


Abb.1: Dargestellt sind die ersten in großer Zahl implantierten Mitralklappenventile, links der Typ 6000, rechts das Modell 6120 mit einem ausgedehnterem Teflonüberzug der Einstrombahn. (aus 47)



Abb.2: Die ersten Aortenklappenprothesen, links Typ prä-1000, rechts 1000, der bereits nur drei Streben enthält, die in die Einstrombahn hineinreichen ("Doppelkäftigeffekt"). (aus 47)

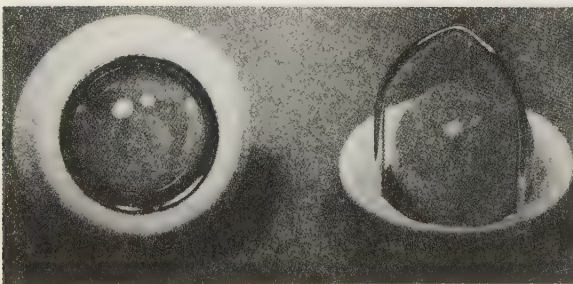


Abb.3: Aortenklappenventil 1200, im Vergleich zu Typ 1000
Aufgeben des "Doppelkäfts" und ausgedehntere
Teflonbeschichtung des Klappenrings. (aus 47)

Zur besseren diagnostischen Darstellung der Kugel im Schirmbild wurde Bariumsulfat zugefügt. Die Summe der Erfahrungen führte Mitte der sechziger Jahre zur Entwicklung der Typen 6120 (Mitralis, Abb.1) sowie 1200 (Abb.3) und 1260 (Aorta), die sich langfristig als am besten funktionstüchtig erwiesen haben und heute noch implantiert werden.

Zur weiteren Senkung der Thromboembolierate wurden ab 1967 Ventile entwickelt, deren gesamte Metallflächen, auch die Streben des Käfigs, mit Kunststoffgewebe verkleidet waren ("totally cloth-covered", Modell 6300 und 2300, Abb.4). An Stelle der Silikonkugel wurde ein Metallball aus Stellite verwendet.



Abb.4:
Modell 6300, Mitral-
klappenprothese, voll-
ständige Verkleidung
der Metallflächen, Me-
tallball. (aus 47)

Nachteile dieser Klappen waren schlechtere hämodynamische Eigenschaften durch kleinere Öffnungsflächen zugunsten der Verkleidung sowie eine häufige mechanische Abnutzung des Kunststoffüberzugs der Streben. Auch trat oft eine klinisch relevante Hämolyse auf (29,46,70,76,85). Die Folgetypen ("composite-seat cloth-covered", Modelle 6310, 6320, 2310, 2320) waren bezüglich der Hämodynamik verbessert und wiesen eine größere Haltbarkeit durch eine zweischichtige Verkleidung der Käfigstreben auf.

Das Aortenklappenventil 2310 mußte aber nach kurzer Zeit vom Markt genommen werden, da sich bisweilen die Kugel in den Käfigstreben festsetzte. (54).

Insgesamt konnte sich diese Gruppe von Starr-Edwards-Kugelventilen, zu der auch noch die letzten in der Entwicklungsreihe, die sog. "tracking valves" (6400, 2400) gehören, bei denen die Berührungsflächen der Kugel mit den Streben des Käfigs von der Verkleidung ausgespart blieben, nicht in dem Maße durchsetzen wie die älteren, sog. "non-cloth-covered" Ventile.

1.2. Hämodynamik der Starr-Edwards-Kugelklappen

Kugelklappen erlauben durch ihr Bauprinzip keine laminaren Fließeigenschaften des Blutes entsprechend der zentralen Durchströmung einer natürlichen Herzklappe. Die Abb. 5 zeigt in einem Ausschnitt aus einer Koronarangiographie eine Starr-Edwards-Kugelklappe Typ 6310 in situ, die bereits 10 Jahre implantiert ist.

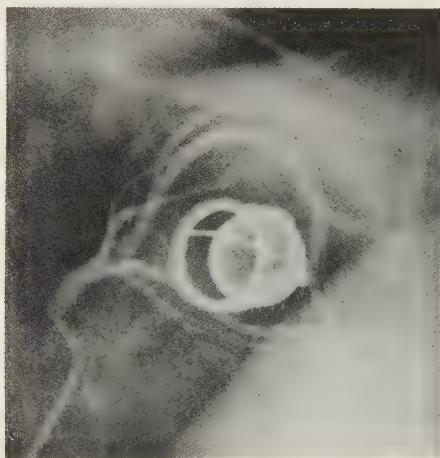


Abb.5: Starr-Edwards-Mitralklappenprothese 6310 in situ. Ausschnitt aus einer Koronarangiographie während der Diastole

Während der diastolischen Füllung des linken Ventrikels gibt die Kugel die Klappenöffnung frei, das einströmende Blut fließt zunächst zentral durch den Klappenring und dann rings um den Ball. Das Ausmaß des Strömungshindernisses durch das Kugelventil wird dabei durch die Größe der Öffnungsfläche im Klappenring, den Durchmesser der Kugel und deren Verhältnis zueinander bestimmt. Dieses konnte im Laufe der Weiterentwicklung der Starr-Edwards-Ventile von anfänglich 80% auf fast 90% verbessert werden (Durchmesser der Öffnungsfläche 9/10 des Kugeldurchmessers). Die Größe der Öffnungsfläche einer Mitralklappe 6120 liegt zwischen $1,27 \text{ cm}^2$ (00 M, entspricht 20 mm Ringdurchmesser) und $3,66 \text{ cm}^2$ (5 M, entspricht 34 mm), ein Ventil mit 30 mm Ringdurchmesser (3 M) weist $2,86 \text{ cm}^2$ auf. Beim Aortenklappenventil 1260 wurden $1,41 \text{ cm}^2$ (Größe 8 A, entspricht 21 mm) bis $2,89 \text{ cm}^2$ (14 A, 31 mm) errechnet, eine Prothese mit durchschnittlicher Größe (11 A, 26 mm) weist eine Öffnungsfläche von $1,94 \text{ cm}^2$ auf.

Aus den bestehenden Strömungshindernissen resultiert ein Druckgradient an den Kugelventilen. Postoperative Herzkatheteruntersuchungen (14,22,46,73) ergaben z.B. am Modell 6120 (Größe 3 M) in Ruhe einen durchschnittlichen diastolischen Gradienten von 2,6 mm Hg, unter Belastung 6,6 mm Hg. Wesentlich höhere Werte, im Mittel um 15 - 20 mm Hg wurden an Aortenklappenventilen gemessen. Die Höhe des Gradienten ist vor allem vom Ringdurchmesser der verwendeten Klappe abhängig. An kleinen Aortenklappen - und insbesondere bei den "totally cloth-covered"-Prothesen (2300) - können Drucksprünge bis zu 40 - 60 mm Hg bestehen.

1.3. Fragestellung

Starr-Edwards-Kugelklappen waren die ersten für die klinische Routine verfügbaren Herzklappenprothesen und geben dadurch hervorragende Möglichkeiten zur Langzeitkontrolle der Ventrikelfunktion nach künstlichem

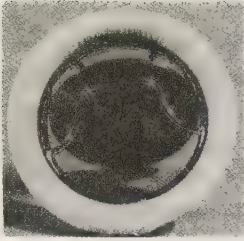


Abb.6: Björk-Shiley-Kippventil: Die Aufhängung der Scheibe ermöglicht einen Öffnungswinkel von 60° .



Abb.7: St.-Jude-Medical-Prothese: Die Anordnung der beiden Scheiben bewirkt einen fast laminaren Blutstrom.

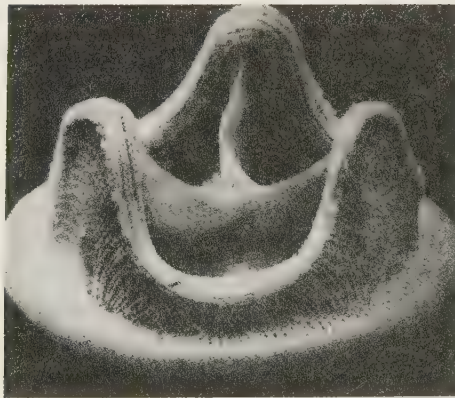


Abb.8: Carpentier-Edwards-Bioprotthese, aus einer nativen Schweineaortenklappe gefertigt. Trikuspider Aufbau ähnlich der menschlichen Aortenklappe.

Herzklappenersatz. Nicht zuletzt können die gewonnenen Ergebnisse als Vergleichsstandard für neuere Klappenmodelle mit anderem Bauprinzip herangezogen werden. Beispiele sind die seit 1969 benutzte Kipp-Scheiben-Prothese nach BJÖRK (7) und die 1977 eingeführte ST.-JUDE-MEDICAL-Prothese (19,60), ein Doppelkippventil mit zwei halbkreisförmigen Scheiben, die sich türflügelartig öffnen (Abb. 6,7).

Seit 1968 (CARPENTIER, 16) werden außerdem aus tierischem Gewebe gefertigte "Bioprothesen" in vermehrter Zahl implantiert (Abb. 8). Diese sind entweder aus nativen Schweineaortenklappen, die chemisch fixiert und auf einen Halteapparat aufgenäht werden, gefertigt ("Schweineklappen"), oder sie werden aus Perikardgewebe von Kälbern ("Perikardklappen") hergestellt. Der den menschlichen Herzklappen ähnliche Aufbau bewirkt bessere hämodynamische Eigenschaften, auch Thromboembolien sind seltener, so daß in den meisten Fällen auf eine langfristige Antikoagulation verzichtet werden kann. Der wesentliche Nachteil der Bioprothesen ist ihre im Vergleich zu mechanischen Ventilen kürzere Haltbarkeit.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Langzeitergebnissen bezüglich der rechts- und linksventrikulären Myokardfunktion nach Mitralklappenersatz und der linksventrikulären Myokardfunktion nach Aortenklappenersatz durch Starr-Edwards-Kugelventile. Als Methode wurde die nicht invasive szintigraphische Untersuchung nach der "Ersten Passage Technik" mit Technetium-99m-Per technetat gewählt. Die Nachuntersuchungen wurden im Städtischen Krankenhaus Passau, Nuklearmedizinische Abteilung, durch Hr. Prof. Dr. Schäd durchgeführt.

2. METHODIK

2.1. Prinzip der Radionuklid-Ventrikulographie

Die Herzbinnenraumszintigraphie basiert auf der Injektion einer radioaktiven Substanz in die Blutbahn. Die Registrierung der Radioaktivität an der Körperoberfläche und ihre bildliche Darstellung am Schirmbild ermöglichen Aussagen über die zeitliche und örtliche Verteilung der Aktivität und damit zyklusabhängige Herzgrößenänderungen.

Als radioaktives Isotop wird das Gammastrahlen aus-sendende Technetium-99m-Per technetat verwendet. Dieses wurde 1943 erstmals aus dem Mutterradionuklid Molybdän 99 hergestellt. Die kurze Halbwertszeit des Technetiums von 6 Stunden erlaubt die Anwendung höherer Aktivitäten zur Verbesserung der Bildqualität ohne große Strahlenbelastung. Zur Durchführung der Herzbinnenraumszintigraphie stehen uns zwei unterschiedliche Techniken zur Verfügung (77). Zunächst die Aequilibrium-Technik ("gated blood pool scan"): Das Tc-99m wird an Humanalbumin oder autologe Erythrozyten gebunden und eine gleichmäßige Verteilung im Blut abgewartet. Die Aktivität verbleibt bei dieser Methode länger im Blutstrom, beliebig viele Wiederholungen der Funktionsbestimmungen sind möglich. Dagegen wird mit der Ersten-Passage-Technik ("First-Pass") nur die erste Phase eines Aktivitätsbolus im Herzen registriert. Es entsteht eine zweigipfelige Kurve, deren Maxima der höchsten Aktivität im rechten und linken Ventrikel entsprechen. Vorteile dieser Methode sind insbesondere die kurze Akquisitionsdauer von wenigen Sekunden und die zeitliche Trennung der rechts- und linksventrikulären Bilder.

Voraussetzungen zur Erzielung einer hohen Bildqualität sind:

- ein schnelles Einfließen des Tc-99 m als unverdünnter Bolus in die venöse Strombahn
- eine Gammakamera mit hoher Registrierempfindlichkeit
- eine ausreichende Zahl von Einzelaufnahmen innerhalb eines Herzzyklus.

2.2. Herzszintigraphie mit der "Ersten Passage Technik"

2.2.1. Durchführung

Während der Untersuchung sitzt der Patient auf einem Fahrradergometer mit dem Herzen in RAO-Position zur Gammakamera. Nach Bestimmung der Ruheparameter wird eine stufenweise Belastung bis zum Erreichen der altersabhängigen Maximalfrequenz angeschlossen und die Untersuchung wiederholt. Pectanginöse Beschwerden oder ST-Strecken-Senkungen limitieren den Belastungstest. Die Injektion des Bolus (18-20 mCi Tc-99m in 0,5 ml 0,9% Kochsalzlösung) erfolgt über eine großlumige Plastikkanüle in eine Kubitalvene und wird dann mit Hilfe eines automatischen Injektors R-Wellen gesteuert eingespült. Die EKG-Triggerung gewährleistet, daß der radioaktive Bolus den rechten Vorhof bei geschlossener Trikuspidalklappe erreicht.

2.2.2. Erstellung der szintigraphischen Bilder und Aufzeichnung von Zeitaktivitätskurven

Die Strahlungsaktivität wird mit einer Multikristall-Gammakamera (Baird Atomic System 77) aufgezeichnet. Diese enthält eine Mosaikmatrix von 294 einzelnen NaJ Kristallen und ermöglicht dadurch die Registrierung von 400 000 Impulsen/sec (Einzelkristallkamera nur 80 000 Impulse/sec). Dadurch sind trotz der kurzen Aufzeichnungsdauer mit der Ersten Passage Technik hohe Empfindlichkeiten zu erzielen.

Die Umwandlung der Impulse in szintigraphische Bilder und deren Speicherung erfolgt mit Hilfe eines an die Gammakamera angeschlossenen Computersystems, einschließlich Magnet-, Platten- und Bandspeicher. Die Bildsequenz beträgt dabei 25 bzw. 40 Aufnahmen pro Sekunde (Ruhe- bzw. Belastungstest). Da die Bildnummern auf einem mitregistrierten EKG gekennzeichnet sind, läßt sich jedes Bild dem entsprechenden Zeitpunkt im Herzzyklus zuordnen. Die R-Zacke des QRS-Komplexes definiert dabei das Ende der Diastole. Zur weiteren Verbesserung der Bildqualität (Bildstatistik) wird anschließend aus 6 bis 8 Herzaktionen ein repräsentativer Zyklus gebildet. Dies ist durch rechnerische Aufsummierung der Einzelimpulse der ausgewählten Herzzyklen möglich.

Mit Hilfe der regionalen quantitativen Auswertung ("regions of interest" - ROI) können nun über beliebigen Herzregionen Zeitaktivitätskurven errechnet werden (Abb. 9,10).

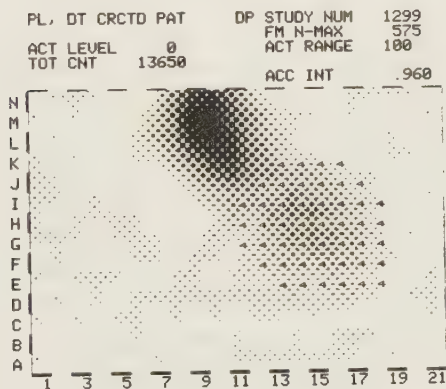


Abb.9:

"Fleckung" des linken Ventrikels in der Endsystole als region of interest (Ziffer 4).

Mit Hilfe dieser Kennzeichnung ist die Erstellung von Zeitaktivitätskurven über dem ausgewählten Bereich möglich. Die "Fleckung" ist auch eine wesentliche Voraussetzung zur Berechnung der Ventrikelvolumina.

PL	DT	CRCTD	PAT	DP	RCRD	NUM
CT	INT	240	AC	INT	Y-NM	1601
1601		10673				10673
1602		10309				
1603		9481				
1604		8343				
1605		7381				
1606		6326				
1607		5298				
1608		4050				
1609		4722				
> 1610		4599				
1611		4823				
1612		4996				
1613		3328				
1614		3304				
1615		3320				
1616		3362				
1617		6791				
1618		2253				
1619		4442				
> 1620		6229				
1621		3371				
1622		3305				
1623		3314				
1624		676				
1625		7661				
1626		7721				
1627		7748				
1628		7899				
1629		8828				
> 1630		9264				



Abb. 10:

Volumenkurve des linken Ventrikels (region of interest, Zone 4), gebildet aus einem repräsentativen Herzzyklus. Die linke Zahlenreihe zeigt die Bildnummer, die rechte die Zahl der registrierten Impulse. In der Kurve sind die beiden, eine Herzaktion begrenzenden Enddiastolen (ED, ED₂) gekennzeichnet. Der Zeitpunkt der Endsystole (ES) wird durch den tiefsten Punkt der Kurve bestimmt. RF kennzeichnet das Ende der raschen diastolischen Füllungsphase und den Übergang in die Diastase mit einem geringeren Anstieg der Impulsdichte.

2.2.3. Bestimmung des Herzrandes und Subtraktion des inhomogenen Hintergrundes

Voraussetzung für die Ermittlung der Ventrikelvolumina ist eine genaue Definition des Herzrandes (58,82)). Die Erste Passage Technik ergibt eine hohe Impulsdichte über den Herzkammern, die in einem großen Kontrast zum Strahlungshintergrund steht, der hauptsächlich von der Lunge gebildet wird. Als Randpunkte werden nun diejenigen Zonen rechnerisch determiniert, deren Impulsdichte im Vergleich zum nächstgelegenen äußeren Punkt größer ist als die statistische Schwankung innerhalb einer homogenen Struktur erwarten läßt (80,82,83). Entscheidend für eine exakte Determinierung des Herzrandes sind damit eine hohe Impulsdichte innerhalb der Herzkammern und eine niedrige Hintergrundstrahlung.

Neben der Definition des Herzrandes ist eine Subtraktion der inhomogenen radioaktiven Hintergrundstrahlung von der gesamten über dem Herzen registrierten Aktivität notwendig. Dazu wird zunächst der einem bestimmten Punkt am Herzrand benachbarte Hintergrund bestimmt (variiert entlang des Herzrandes). Zusätzlich wird für die ventrikulären Flächen eine Hintergrundmatrix aus dem Lungentransitbild der Radioaktivität zur endgültigen Subtraktion des Hintergrundes gebildet.

2.2.4. Bestimmung der Funktionsparameter

2.2.4.1. Links-, rechtsventrikuläre Volumina und globale Auswurf fraktion

O. NICKEL (57) entwickelte experimentell eine Formel zur Berechnung der enddiastolischen Ventrikelvolumina. Dazu füllte er ellipsoide Ballons verschiedener Volumina mit Tc-99 m Pertechnetat-Lösung und machte von diesen Ventrikelmodellen Aufnahmen mit

der Gamma-Kamera. Bei konstantem Abstand des Ballons von der Kamera entdeckte er eine lineare Abhängigkeit der "normierten Gesamtzählrate" (NTC) vom Volumen des Ballons.

Folgende Formel zur Berechnung des enddiastolischen Volumens konnte aus diesen Versuchen entwickelt werden:

$$V = CF (K_1 \cdot NTC - K_2(1 + K_3 Z)^2)$$

Dabei ist V = Volumen in ml

Z = Abstand des Kollimators der Gammakamera vom Ventrikel (abhängig von Größe und Gewicht des Patienten)

NTC = normierte Gesamtzählrate, Gesamtimpulsrate des Bildes der Gammakamera dividiert durch die maximale Impulsdichte

CF = Konstante ohne Dimension mit Wert 0,81 für die RAO-Projektion

$K_1 - K_3$ = Konstanten mit den Werten 11,5 ml cm⁻² (K_1); 60,8 ml (K_2); 0,051 cm⁻¹ (K_3)

Die Kenntnis des enddiastolischen Volumens (EDV) ermöglicht, nach Bestimmung des Zeitpunktes der Endsystole aus der Ventrikelvolumenkurve (Abb.10), die Berechnung des endsystolischen Volumens (ESV) mit der Formel:

$$ESV (ml) = \frac{\text{endsystolische Impulszahl } (J_{ES})}{\text{enddiastolische Impulszahl } (J_{ED})} \cdot EDV (ml)$$

Mit Hilfe der bestimmten Volumina (Abb.11) und der Herzfrequenz (HF) lassen sich das Schlagvolumen (SV) und das Herzminutenvolumen (HMV) errechnen:

$$SV (ml) = EDV (ml) - ESV (ml)$$

$$HMV (l/min) = SV (ml) \cdot HF (min^{-1})$$

Die Berechnung der Auswurffraktion (AF, Abb. 12) ist mit Hilfe der enddiastolischen und endsystolischen Impulszahl (J_{ED} , J_{ES}) möglich:

$$AF (\%) = \frac{J_{ED} - J_{ES}}{J_{ED}} \cdot 100$$

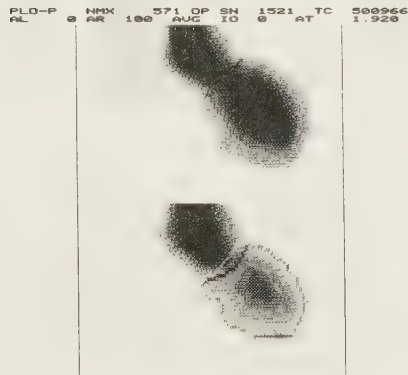


Abb. 11: Szintigraphische Darstellung des linken Ventrikels in RAO-Projektion. Oben - Enddiastole, unten - Endsystole. Diese Bilder, die nach der individuellen "Fleckung" (Abb. 9) gebildet werden, dienen als Grundlage für die Volumenberechnung. Die Intensität des Grau- bzw. Schwarztönen entspricht der Dichte der Aktivität.

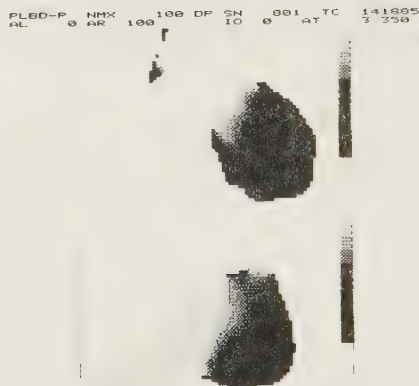


Abb. 12: Bildliche Darstellung der links- (oben) und rechtsventrikulären (unten) Auswurf-
fraktion während einer Belastungsstudie.
Die Intensität des Farbtönen gibt die
regionalen Verhältnisse wieder.

2.2.4.2. Rasche diastolische Ventrikelfüllung

Zur Errechnung der Geschwindigkeit der raschen dia-
stolischen Ventrikelfüllung (RF), die unmittelbar
im Anschluß an die Endsystole beginnt und bis zur
Diastase reicht, wird zunächst das in diesem Zeit-
raum einströmende Volumen (Vol_{RF}) bestimmt.

$$Vol_{RF} (ml) = \frac{J_{RF}}{J_D} \cdot SV (ml)$$

Das Ende der raschen Füllungsphase wird aus der
Ventrikelvolumenkurve bestimmt (Abb. 10). Es ist
durch den Übergang des steilen diastolischen An-
stiegs in die flachere Kurve der Diastase definiert.
Die Impulszunahme während der raschen Füllungs-

phase (J_{RF}) errechnet sich aus der Differenz der Impulszahl zwischen dem Ende der raschen Füllungsphase und der Endsystole (Abb.13). Entsprechend ergibt sich die gesamte diastolische Impulszahl (J_D) aus $J_{ED} - J_{ES}$.

Aus Vol_{RF} und der Dauer der raschen Füllungsphase (t_{RF}), die aus dem Produkt der Zahl der in diesem Zeitraum erstellten Bilder und deren Intervall (40 oder 25 msec, in Ruhe oder während Belastung) resultiert, kann die Geschwindigkeit der raschen Füllungsphase (RFR = Rapid Filling Rate) errechnet werden:

$$RFR \text{ (ml/sec)} = \frac{Vol_{RF} \text{ (ml)}}{t_{RF} \text{ (sec)}}$$

2.2.4.3. Mittlere Auswurfgeschwindigkeit des linken (rechten) Ventrikels

Diese wird aus dem Quotienten aus Schlagvolumen und Dauer der Systole errechnet. Die Systolendauer (t_S) wird wie unter 4.2. aus der Zahl der systolischen Bilder und ihrem Zeitintervall bestimmt.

$$ER \text{ (ml/sec)} = \frac{SV \text{ (ml)}}{t_S \text{ (sec)}}$$

(ER = Ejection Rate, mittlere Auswurfgeschwindigkeit)

PL DT CRCTD PAT
ORIENTATION 270
ACT LEVEL 9
TOT CNT 607677

DP STUDY NUM 1001
FM N-MAX 840
ACT RANGE 100
ACC INT 1.440

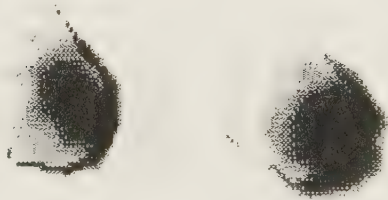


Abb. 13: Szintigraphisches Bild des diastolischen Einstroms in den linken Ventrikel während der raschen Füllungsphase, links in Ruhe, rechts während Belastung.

2.2.4.4. Bestimmung des Refluxes an den Herzklappen

Ein systolischer mitraler oder trikuspidaler Reflux stellt sich als Aktivitätsanreicherung im Vorhof nahe der Klappenebene dar. Mit einer "region of interest" werden die Flächen, die dem Refluxvolumen entsprechen, auf dem Bild der systolischen Aktivitätszunahme markiert. Diese Aktivitätszunahme wird zur Unterdrückung von Artefakten, die nur zufällig oder kurzfristig auftreten, über die gesamte Systole gemittelt. Zur Berechnung des prozentualen Refluxes (R) dienen dann die gemessenen enddiastolischen (ED) und endsystolischen (ES) Impulszahlen (J) in Vorhof (A) und Ventrikel (V).

$$R \% = \frac{J_{ES} (A) - J_{ED} (A)}{J_{ED} (V) - J_{ES} (V)} \cdot 100$$

2.2.4.5. Mittlere Lungendurchflußzeit

Die mittlere Lungendurchflußzeit (MTT = Mean Transit Time) wird als Zeitdauer der Boluspas-
sage von der A. pulmonalis bis zu den Lungenvenen
definiert. Ihre Berechnung erfolgt aus der über
der Lungenperipherie gemessenen Zeitaktivitäts-
kurve des Lungendurchflusses mit Hilfe eines
Kurvenanalysenprogramms (Abb. 14).

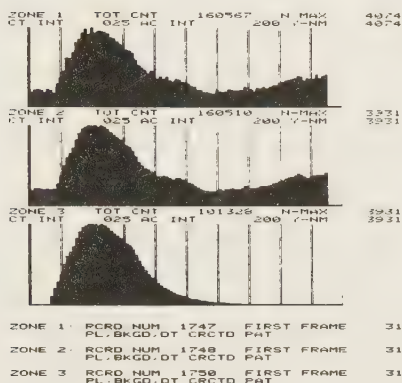


Abb. 14: Zeitaktivitätskurve des mittleren Lungen-
durchflusses, gemessen über der Lungen-
peripherie.

Das obere Bild entspricht der Originalkur-
ve, das mittlere entsteht durch eine rech-
nerische Glättung. Unten wird der Lungen-
durchfluß nach Trennung vom Boluseinstrom
in die obere Hohlvene (kleiner initialer
Anstieg) und von der Rezirkulation (lang-
samer Anstieg am Ende der Kurve) dargestellt.

2.3. Statistik

Die Mittelwerte und die Standardabweichung der Ergebnisse der einzelnen Patientengruppen wurden mit Hilfe eines HEWLETT-PACKARD-Computers (Modell HP-67) errechnet. Der Mittelwertsvergleich wurde mit dem gepaarten T-Test nach der Student-Verteilung durchgeführt. Als Signifikantsschranke galt $p < 0,05$.

3. PATIENTENGUT

An der Herzchirurgischen Klinik der Universität München wurden in den sechziger Jahren vorwiegend Starr-Edwards-Kugelventile als Herzklappenprothesen implantiert. Je zehn Patienten, denen vor mehr als zehn Jahren eine Kugelklappe in Mitral- oder Aortenposition implantiert worden war, konnten nun einer szintigraphischen Nachuntersuchung zugeführt werden. Das Durchschnittsalter lag zum Zeitpunkt der Operation bei $30,1 \pm 8,6$ (16-45 Jahre, Mitralklappenersatz = ME) bzw. $40,3 \pm 7,1$ Jahren (30-51 Jahre, Aortenklappenersatz = AE). Darunter waren 3 (ME) bzw. 8 (AE) männlichen und 7 (ME) bzw. 2 (AE) Patienten weiblichen Geschlechts.

3.1. Patienten mit Mitralklappenersatz

3.1.1. Diagnose und Klinik

Die Tabelle III gibt einen Überblick über die einzelnen Patienten, einschließlich angiographischer Diagnose, Ätiologie und klinischem Schweregrad nach der NYHA-Klassifikation. Acht Patienten litten an einem kombinierten Vitium, fünfmal mit überwiegender Insuffizienz und dreimal mit überwiegender Stenosekomponente. Bei 2 Patienten konnte eine reine Mitralinsuffizienz diagnostiziert werden. Daneben hatten 6 Patienten Begleiterkrankungen der Aorten- oder Trikuspidalklappe, die vorwiegend relativ und bis auf einen Fall von geringem Schweregrad waren. Zwei der Patienten mit überwiegender Mitralstenose wiesen eine Restenosierung 12 bzw. 7 Jahre nach einer geschlossenen Kommissurotomie auf.

Da in der damaligen Zeit die Indikation zur Operation angesichts des hohen Risikos erst sehr spät gestellt wurde, lagen alle Patienten in den NYHA-Klassen III - IV (durchschnittlich $3,7 \pm 0,5$).

Nr.	Patient	Alter zum Operations- zeitpunkt	Diagnose (angio- graphisch)	Ätiologie	NVHA	Vorope- rationen	Operations- datum
1	K.W.	34	MI III-IV AI I TI (relativ)	rheumat. Fieber	IV	-	1/66
2	B.T.	29	MS III MI I AS I / AI I	rheumat. Fieber	IV	-	5/71
3	B.H.	35	MI III-IV MS I AI 0-I/TI III-IV (relativ)	rheumat.Fieber rezidivierende Endokarditis	IV	-	4/67
4	L.M.	16	MI III-IV	rheumat.Fieber	III	-	11/63
5	L.E.	17	MI III MS I	rheumat. Fieber	III	-	2/71
6	B.A.	45	MS III MI I-II AI I (relativ)	rheumat. Fieber	IV	1958 geschlos- sene Kommissu- rotomie	7/70
7	N.M.	32	MS IV MI I relative TI	rheumat. Fieber Endokarditis	IV	1962 geschlos- sene Kommissu- rotomie	5/69
8	S.I.	27	MI III Komb.Vitium	rheumat. Fieber	IV	-	5/67
9	S.E.	33	MI III-IV Komb.Vitium relative TI	rheumat. Fieber Endokarditis	IV	-	3/66
10	P.G.	33	Komb.Vitium überwiegende MI	rheumat. Fieber	III	-	11/63

Tab. III: Patienten mit Mitralklappenersatz, präoperative klinische Daten

MS=Mitralstenose, MI=Mitralinsuffizienz, AS=Aortenstenose, AI=Aorteninsuffizienz,

Alle Patienten litten an einer starken Dyspnoe unter Belastung oder einer schweren Orthopnoe. Drei Kranke waren präoperativ kardial dekompensiert.

Nur zwei Patienten zeigten im Elektrokardiogramm noch einen regelmäßigen Sinusrhythmus, ansonsten bestand eine absolute Arrhythmie bei Vorhofflimmern. Entsprechend waren zweimal präoperativ bereits Hirnembolien mit flüchtiger Hemiparese ohne bleibende Schäden aufgetreten.

Ätiologie der Mitralklappenerkrankung war bei allen Patienten ein in der Kindheit durchgemachtes rheumatisches Fieber. Dreimal hatte eine bakterielle Endokarditis zu einer zusätzlichen Verschlechterung beigetragen.

3.1.2. Herzkatheteruntersuchung

Die Tabelle IV gibt die während der präoperativen Rechts- und Linksherzkatheterisierung gemessenen Druckwerte wieder. Die Rechtsherzkatheterisierung ergab bei allen Patienten erhöhte Druckwerte im Lungenstromgebiet (Pulmonalismitteldruck ($\overline{PA}$) = $38 \pm 13,6$ mmHg (n=7)). Das Ausmaß der pulmonalen Hypertonie war viermal leicht ($\overline{PA}$ =20-35 mmHg), vier weitere Patienten litten an einer mittelgradigen ($\overline{PA}$ =35-50 mmHg) und zwei an einer ausgeprägten Druckerhöhung ($\overline{PA}$ >50 mmHg). Auch der mittlere pulmonale Kapillarverschlusdruck war durchwegs pathologisch erhöht ($\overline{PCP}$ = $24,3 \pm 5,6$ mmHg). Die Mittelwerte der Drucke im rechten Vorhof bzw. Ventrikel (systolisch) betrugen $9,6 \pm 5,2$ (n=8) bzw. $58,5 \pm 18,3$ (n=9) mmHg. Das mittlere Herzminutenvolumen lag bei $3,9 \pm 0,9$ l/min (n=7).

Nr.	RA (mmHg)	RV (mmHg)	PA (mmHg)	PCP (mmHg)	LA (mmHg)	LV (mmHg)	HMV l/min
	syst./diast./end-diast.	syst./diast./end-diast.	syst./diast.	(mmHg)	(mmHg)	syst./diast./end-diast.	
1	14	43/2/13	43/16	26	23	-	150/9/23 3,2
2	2	50/0/4	52/29	37	27	-	124/0/5 5,1
3	-/systol. 29	75/-/18	72/36	-	-/systol. 34	25	108/0/12 -
4	3,5	39/0/3	44/19	27	16	-	-/-/- 4,0
5	-/systol. 8	42/0/-	42/20	-	-/systol. 32	-	110/5/- -
6	12	-/-/12	76/36	-	30	-	-/-/- 4,9
7	14	86/0/11	90/40	55	26	-	-/-/18 -
8	5	45/1/6	40/19	26	16	-	-/-/- 3,0
9	12	80/0/15	79/48	58	26	-	-/-/- 2,9
10	14	65/5/-	70/20	40	30	-	-/-/- 4,4

Tab. IV: Daten der präoperativen Herzkatheteruntersuchung - Patienten mit Mitralklappenenvitien

RA=Mittlerer Druck im rechten Vorhof, RV=Druck im rechten Ventrikel, PA=Druck in der A.pulmonalis, PCP=Mittlerer Druck in der A.pulmonalis, PCP=Mittlerer pulmonaler Kapillarverschlusdruck, LA=Mittlerer Druck im linken Vorhof, LV=Druck im linken Ventrikel, HMV=Herzminutenvolumen.

3.1.3. Operationstechnik

Als Zugangsweg dienten entweder eine mediane Längs-sternotomie (4 Fälle) oder eine rechts- bzw. links-seitige anterolaterale Thorakotomie (4x bzw. 2x). Der Klappenersatz wurde am künstlich flimmernden Herzen in mäßiger generalisierter Hypothermie (30° bis 32°) unter den Bedingungen der extra-korporalen Zirkulation durchgeführt. Als Anschluß für den arteriellen Schenkel der Herzlungenmaschine diente eine der beiden Femoralarterien; der venöse Rückfluß wurde durch Kanulierung des rechten Vorhofs oder des Ausflusstaktes des rechten Ventrikels erzielt. Die Dauer der extrakorporalen Zirkulation betrug im Mittel 61 ± 20 Minuten.

Es wurden die zum jeweiligen Zeitpunkt aktuellen Klappenmodelle implantiert (6000-6320), wobei viermal ein Typ mit Metallball Verwendung fand (6300-6320).

Die Größe der Prothese betrug achtmal 3 M (30 mm Ringdurchmesser) und bei zwei Patienten 4 M (32 mm). Zusätzlich zum Mitralklappenersatz mußte in einem Fall die Trikuspidalklappe aufgrund einer intraoperativ festgestellten Stenose (Patientin 1) kommissurotomiert werden. Eine Raffung des Trikuspidalklappenringes war zweimal notwendig (Patienten 3 und 9). Der unmittelbare postoperative Verlauf war bei allen Patienten ohne wesentliche Komplikationen.

Im Mittel am 5. postoperativen Tag wurde eine anti-koagulative Therapie mit einem Cumarinderivat eingeleitet. Die Dosierung richtete sich nach dem Quickwert, der auf 15-25 % eingestellt wurde.

3.2. Patienten mit Aortenklappenersatz

3.2.1. Diagnose und Klinik

Die Tabelle V gibt einen Überblick über die präoperativen klinischen Daten.

Fünf Patienten litten an einem kombinierten Vitium mit überwiegender Stenose, zweimal wurde die Diagnose einer isolierten Aortenstenose und dreimal die einer reinen Insuffizienz gestellt. Eine dieser Patienten wies zusätzlich eine relative Mitralinsuffizienz auf. Der präoperative Schweregrad lag bei Grad III (8 Kranke) bzw. IV (2 Kranke) nach der NYHA-Klassifikation (durchschnittlich $3,2 \pm 0,4$). Alle Patienten litten an einer ausgeprägten Belastungsdyspnoe, zwei waren orthopnoisch und bereits kardial dekompensiert. Pectanginöse Beschwerden unterschiedlicher Stärke waren bei allen Kranken mit Stenosekomponente aufgetreten, drei hatten anamnestisch Schwindelattacken, einer bereits mehrmalige Synkopen erlitten. Die periphere Blutdruckmessung ergab bei den Patienten mit Aorteninsuffizienz die typischen hohen Amplituden, im Mittel 133 mmHg. Das präoperative EKG zeigte generell noch Sinusrhythmus, zweimal bestand ein Linksschenkelblock, alle Patienten wiesen Zeichen der Linkshypertrophie auf.

Ätiologisch war viermal eine rheumatische Erkrankung gesichert, einmal zusätzlich eine Endokarditis. Ein weiterer Kranker hatte in seiner Kindheit Scharlach und eine Diphtherie als mögliche Ursache durchgemacht. Die Ätiologie der restlichen Vitien war unbekannt.

3.2.2. Herzkatheteruntersuchung

Eine Rechts- und Linksherzkatheteruntersuchung (Daten - Tab. VI) wurde präoperativ bei 8 Patienten durchgeführt, in einem Fall konnte die stenotische Klappe mit dem Katheter retrograd nicht passiert werden. Die

Nr.	Patient	Alter zum Operations- zeitpunkt	Diagnose (angio- graphisch)	Ätiologie	NYHA	Operations- datum
11	D.W.	33	AS III AI I	unbekannt	III	9/64
12	G.J.	46	AS III-IV AI I-II	unbekannt	III	7/66
13	H.R.	31	AS IV	rheumat.Fieber	III	3/66
14	H.O.	51	AS III AI I	unbekannt	III	6/69
15	H.A.	30	AI III MI I-II (relativ)	rheumat.Fieber	III	10/69
16	S.E.	38	AI III	rheumat.Fieber	IV	1/68
17	S.W.	44	AI IV	rheumat.Fieber Endokarditis	III	6/65
18	W.M.	46	AS III AI I	unbekannt	III	3/71
19	V.L.	47	AS III AI II	Scharlach Diphtherie	IV	10/70
20	S.E.	37	AS III-IV	unbekannt	III	4/64

Tab. V: Patienten mit Aortenklappenersatz, präoperative klinische Daten
AS=Aortenstenose, AI=Aorteninsuffizienz, MI=Mitralinsuffizienz

Nr.	RA (mmHg)	RV (mmHg) syst./diast./ endd.	PA (mmHg) syst./diast./ endd.	PA (mmHg)	PCP (mmHg)	LA (mmHg)	LV (mmHg) syst./diast./ endd.	arterieller Druck (mmHg) syst./mittel./ endd.	Δ P (mmHg)	HMV l/min
11	6	35/3/10	-/-	-	-	14	200/0/16	120/90/55	80	4,35
12	6	33/0/9	28/12	17	-	13	200/0/10	130/70/40	70	3,6
13	3	27/0/6	27/11	16	14	-	135/0/10	135/70/40	0	3,9
14	3	33/0/4	28/10	16	10	-	-/-/-	115/70/60	-	4,8
15	-	-/-/2	19/7	-	8	-	160/0/4,5	150/-/10	10	5,8
16	-	-/-/-	-/-	-	-	-	-/-/-	160/-/30	-	-
17	8	70/0/12	70/40	50	-	26	170/0/25	170/90/40	0	4,2
18	8	40/0/9	-/-	-	-	18	190/0/28	120/90/60	70	6,2
19	2,5	45/0/4	-/-	-	-	17	230/0/32	120/80/60	110	3,5
20	-	-/-/-	-/-	-	-	-	-/-/-	120/-/70	-	-

Tab. VI: Daten der präoperativen Herzkatheteruntersuchung - Patienten mit Aortenklappenvitien

RA=Mittlerer Druck im rechten Vorhof, RV=Druck im rechten Ventrikel, PA=Druck in der A.pulmonalis, PA=Mittlerer Druck in der A.pulmonalis, PCP=Mittlerer pulmonaler Kapillarverschlussdruck, LA=Mittlerer Druck im linken Vorhof, LV=Druck im linken Ventrikel, Δ P=Systemischer Druckgradient an der Aortenklappe, HMV=Herzminutenvolumen

im rechten Herzen und in der Lungenstrombahn gemessenen Druckwerte entsprachen in der Regel der Norm, lediglich ein Patient litt an einer ausgeprägten pulmonalen Hypertonie ($\overline{PA} = 50$ mmHg). Die Drucke im linken Herzen waren entsprechend der Grunderkrankung pathologisch erhöht. Mitteldruck im linken Vorhof $17,6 \pm 5,1$ mmHg (n=5), linksventrikulärer Druck $184 \pm 31/0/18 \pm 10$ mmHg (systolisch, diastolisch, enddiastolisch, n=7).

An den stenotischen Klappen ließ sich ein mittlerer Druckgradient von 83 ± 19 mmHg (n=4) errechnen. Das durchschnittliche Herzminutenvolumen betrug $4,5 \pm 1,0$ l/min (n=8).

3.2.3. Operationstechnik

In allen Fällen diente eine mediane Längssternotomie als Zugangsweg zum Herzen. Der Anschluß der Herzlungenmaschine erfolgte durch Kanulierung einer Femoralarterie (9 Fälle) bzw. der Aorta ascendens (1 Patient), der venöse Rückfluß wurde durch einen Katheter im rechten Vorhof gewährleistet. Der Ersatz der Aortenklappe erfolgte nach Übergang auf extrakorporale Zirkulation, Abkühlen auf $30-32^{\circ}$, Querklemmen der Aorta ascendens und Durchführen einer Aortotomie wenige Zentimeter oberhalb des Klappenringes am künstlich flimmernden Herzen. Zur Myokardprotektion wurde Eiswasser zur externen Kühlung des Herzens in das Perikard gegossen und in fünf Fällen zusätzlich eine Koronarperfusion mit kaltem Blut installiert. Die Dauer der extrakorporalen Zirkulation betrug im Mittel 76 ± 34 Minuten, die Aorta ascendens war durchschnittlich 54 ± 32 Minuten abgeklemmt. Während der fünf Operationen ohne Koronarperfusion betrug die totale Ischämiezeit des Herzens 30 ± 5 Minuten.

Die implantierten Klappen hatten die Größen 9 A (1x), 11 A (4x), 12 A (4x) bzw. 13 A (1x), es

wurden die zur jeweiligen Zeit vorzugsweise verwendeten Modelle benutzt (1000-2320). Vier Patienten erhielten ein "cloth-covered" Ventil mit Metallball (2300-2320).

Der unmittelbare postoperative Verlauf war in einem Fall durch eine reversible linksseitige Hemiparese kompliziert, ein weiterer Patient hatte flüchtige Ausfallerscheinungen im Bereich der Hirnnerven. Die postoperative Antikoagulation wurde wie nach Mitralklappenersatz eingeleitet.

4. ERGEBNISSE

4.1. Klinik

Die Patienten wurden im Mittel $14,7 \pm 3,0$ (11-19 Jahre, Mitralklappenersatz = ME) bzw. $14,9 \pm 2,4$ Jahre (11-18 Jahre, Aortenklappenersatz = AE) postoperativ nachuntersucht. Zu diesem Zeitpunkt betrug das Durchschnittsalter $45,4 \pm 8,7$ bzw. $55,3 \pm 6,7$ Jahre.

Die Tabellen VII und VIII beinhalten eine Zusammenfassung des postoperativen klinischen Verlaufes. In beiden Gruppen waren die Patienten durchschnittlich um 1,5 Punkte nach der NYHA-Klassifikation gegenüber der präoperativen Bewertung verbessert.

Die Abbildungen 15 und 16 zeigen den Grad der Verbesserung der einzelnen Patienten.

Sieben Operierte nach ME konnten den Klassen I und II zugeordnet werden. Die drei Patienten im Stadium III litten an einer Rechtsinsuffizienz, bedingt durch eine klinisch relevante Trikuspidalinsuffizienz (einmal nach Inzision einer Trikuspidalstenose, im zweiten Fall hatte schon präoperativ eine relative Trikuspidalinsuffizienz bestanden), oder an einer Linksherzinsuffizienz nach einem ausgedehnten Vorderwandinfarkt. Ein Operierter nach AE, der wegen einer globalen Myokardinsuffizienz und einer linksseitigen Hemiparese schlecht belastbar war, wurde der Klasse III zugeordnet, die übrigen Patienten berichteten über ein gutes Leistungsvermögen.

Nur eine Patientin nach ME wies im EKG noch einen regelmäßigen Sinusrhythmus auf, ansonsten bestand eine absolute Arrhythmie bei Vorhofflimmern. Dagegen war bei 8 Operierten nach AE eine regelmäßige Vorhoftätigkeit nachzuweisen, einmal zeigte sich Vorhofflimmern, ein weiterer Patient hatte ausschließlich schrittmarkerstimierte Herzaktionen.

Nr.	Alter	Postoperativer Zeitraum(Jahre)	NYHA	Kardiale Anamnese	Embolien/ Blutungen
1	50	16	III	Rechtsinsuffizienz durch Trikuspidalinsuffizienz	ø
2	41	11	II	V.a. Endokarditis	2x Embolie/Bein
3	51	15	II	Rechtsinsuffizienz durch Trikuspidalinsuffizienz	ø
4	35	19	II	leichtes paravalvuläres Leck	ø
5	29	11	I	ø	ø
6	58	12	III	Herzinsuffizienz Aorteninsuffizienz Trikuspidalinsuffizienz	ø
7	45	13	II	V.A. Endokarditis	ø
8	43	15	III	1980 Myokardinfarkt, seitdem Herzinsuffizienz	1x Hirnembolie mit bleibender Hemiparese
9	50	16	II	Rhythmusstörungen	ø
10	52	19	II	ø	ø

Tab. VII: Postoperativer Verlauf der Patienten nach Mitralklappenersatz

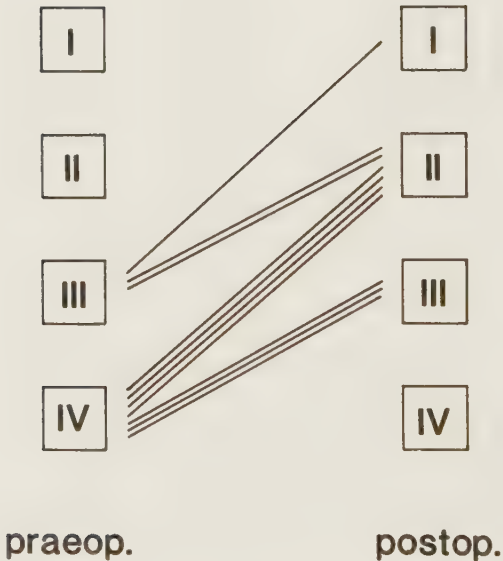
Nr.	Alter	Postoperativer Zeitraum(Jahre)	NYHA	Kardiale Anamnese	Embolien/ Blutungen
11	51	18	I	ø	1x flüchtige Hirn-embolie
12	62	16	II	Rhythmusstörungen	2x Nierenblutungen
13	47	16	I	Rhythmusstörungen	ø
14	63	13	I	Herzschrittmacher	ø
15	43	13	I	ø	1x flüchtige Hirn-embolie
16	53	15	II	ø	ø
17	61	17	III	Herzinsuffizienz Herzschrittmacher	1x Hirnembolie mit bleibender Hemiparese
18	58	11	II	ø	ø
19	59	12	II	ø	ø
20	56	18	II	pectanginöse Beschwerden	1x flüchtige Embolie/ Arm

Tab. VIII: Postoperativer Verlauf der Patienten nach Aortenklappenersatz

Postoperative Embolien hatten 2 (ME) bzw. 4 (AE) Patienten, im Mittel 5 bzw. 8 Jahre postoperativ erlitten. Dies entspricht einer Häufigkeit von 1,7 bzw. 2,2 embolischen Ereignissen pro 1000 Patientenmonate. Die embolischen Ereignisse traten bei zwei Aortenklappenpatienten, die mit einem Ventil Typ 1000 leben, erst 7 und 15 Jahre postoperativ auf. Möglicherweise besteht hier ein Zusammenhang mit einer bei diesem Modell häufigen leichten Zerstörung der Kugel ("ball-variance", 35).

Mitralklappenersatz

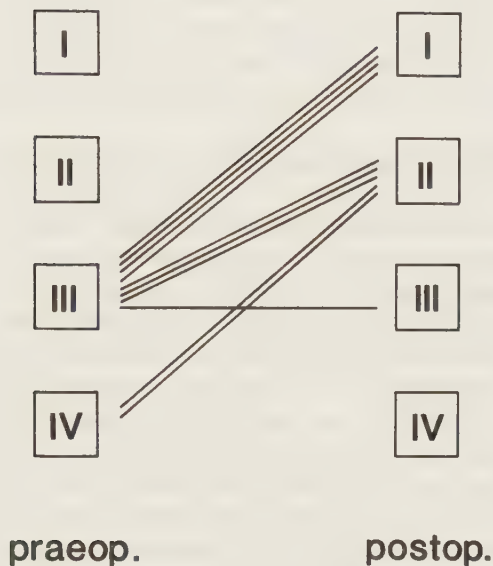
n = 10



N.Y.H.A. Klassifikation

Abb.15: Prä- und postoperative NYHA-Klassifikation der Patienten nach Mitralklappenersatz.

Aortenklappenersatz n - 10



N.Y.H.A. Klassifikation

Abb.16: Patienten nach Aortenklappenersatz, prä- und postoperative NYHA-Klassifikation.

Zwei Operierte nach ME mußten aufgrund des Verdachtes auf eine Endokarditis antibiotisch behandelt werden. In beiden Fällen war die medikamentöse Therapie erfolgreich.

Ein leichtes paravalvuläres Leck ohne hämodynamische Auswirkungen wurde klinisch bei einer Patientin nach ME diagnostiziert.

Zeichen einer ausgeprägten Hämolyse wiesen drei Patienten auf, zwei nach AE mit einem "cloth-covered" Ventil (LDH 875 bzw. 849 U/l, Hb 12,1 bzw. 12,3 g/dl) und einer nach ME mit einem Modell 6120 (LDH 1267, Hb 13,2 g/dl).

Als Komplikation der Antikoagulation litt ein Operierter nach ME wiederholt an einer Makrohämaturie.

4.2. Ergebnisse der szintigraphischen Nachuntersuchung

Neben der Ruheuntersuchung konnte bei 7 Patienten nach Mitralklappenersatz (ME) eine Belastungsstudie durchgeführt werden. Einmal mußte die Ergometrie wegen gehäuf-ter ventrikulärer Extrasystolen vorzeitig abgebrochen werden. Die durchschnittliche Belastungsgrenze lag bei 70 Watt (40 Watt/m², n=7), die Herzfrequenz stieg dabei von 85 ± 23 /min in Ruhe auf 133 ± 33 /min an. In einem Fall war es bedingt durch einen verzögerten Einstrom des radioaktiven Bolus in den linken Ventrikel mit einem starken Rückstau in der rechten Herzkammer und der Lungenstrombahn nicht möglich, die Parameter des linken Herzens zu bestimmen. Eine weitere Ruhestudie konnte wegen einer ausgeprägten Trikuspidalinsuffizienz mit verzögerter Auswaschung des Bolus aus dem rechten Ventrikel nicht ausgewertet werden. Insgesamt konnten die linksventrikulären Parameter bei 8 Patienten in Ruhe und bei 6 Kranken unter Belastung errechnet werden. Die Bestimmung der rechtsventrikulären Parameter gelang in 9 bzw. 6 Fällen.

Innerhalb der Operierten mit Aortenklappenersatz (AE) wurde lediglich die Funktion des linken Ventrikels überprüft. Alle Ruhestudien und 8 Belastungsuntersuchungen waren auswertbar. Ein Patient konnte wegen einer Halbseitenlähmung keinem Ergometertest unterzogen werden, ein weiterer brach die Belastung bereits

bei 25 Watt wegen subjektiver Beschwerden ab. Zwei weitere Operierte konnten wegen gehäufter Extrasystolen bzw. mangelnder Kooperation nicht ausbelastet werden. Das durchschnittliche Leistungsvermögen lag bei 90 Watt (49 Watt/m^2 , $n=8$), die Herzfrequenz stieg von $80 \pm 15/\text{min}$ auf $110 \pm 30/\text{min}$ an.

4.2.1. Linksventrikuläre Funktionsparameter

4.2.1.1. Ventrikelvolumina

Bestimmt wurden enddiastolisches (EDV) -, endsystolisches (ESV) - und Schlagvolumen (SV). Die 8 Patienten nach Mitralklappenersatz (ME), deren Ruhestudien ausgewertet werden konnten, zeigten ein mittleres EDV von $133 \pm 42 \text{ ml}$ (EDV-Index $84 \pm 26 \text{ ml/m}^2$), das ESV betrug durchschnittlich $67 \pm 29 \text{ ml}$ (ESV-Index $42 \pm 18 \text{ ml/m}^2$). Daraus ließ sich ein SV von $66 \pm 23 \text{ ml}$ (SV-Index $42 \pm 14 \text{ ml/m}^2$) im Mittel errechnen.

Innerhalb der Patientengruppe nach Aortenklappenersatz ($n=10$) waren die Ventrikelvolumina auch nach lange zurückliegender Korrektur des Vitium noch deutlich vergrößert. Die berechneten Werte betrugen für das EDV $171 \pm 39 \text{ ml}$ (EDV-Index $93 \pm 21 \text{ ml/m}^2$), das ESV $78 \pm 29 \text{ ml}$ (ESV-Index $42 \pm 15 \text{ ml/m}^2$) und für das SV $93 \pm 26 \text{ ml}$ (SV-Index $51 \pm 14 \text{ ml/m}^2$).

Ein Vergleich der Ruhe- und Belastungswerte (Abb.17) ergab in beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede. Eine deutliche Zunahme des SV, bzw. eine Abnahme des ESV als Ausdruck einer physiologischen Belastungsreaktion, traten nicht ein.

Im einzelnen ergab der Vergleich der Ruhe- und Belastungswerte folgende Ergebnisse (Ruhe $\rightarrow$ Belastung):

ME (n=6) : EDV: 135 ± 50 ml $\rightarrow$ 126 ± 36 ml (p= 0,5)
 ESV: 63 ± 30 ml $\rightarrow$ 48 ± 16 ml (p= 0,2)
 SV : 72 ± 21 ml $\rightarrow$ 78 ± 26 ml (p= 0,6)

AE (n=8) : EDV: 163 ± 41 ml $\rightarrow$ 178 ± 46 ml (p= 0,4)
 ESV: 69 ± 25 ml $\rightarrow$ 70 ± 30 ml (p= 0,8)
 SV : 94 ± 30 ml $\rightarrow$ 108 ± 48 ml (p= 0,4)

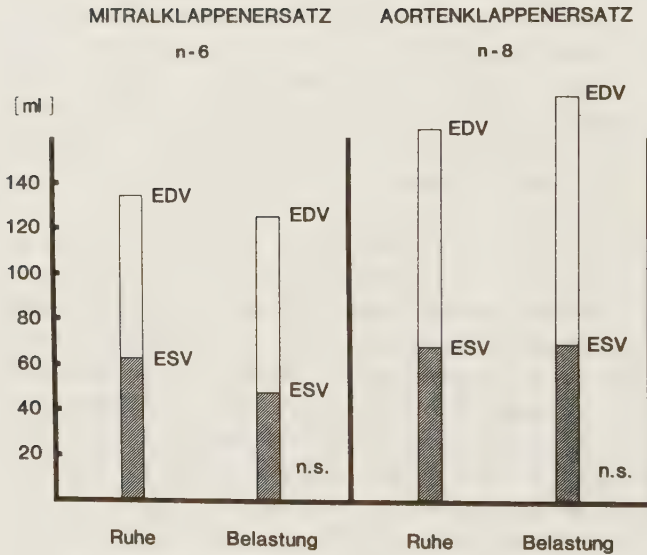


Abb.17: Vergleich der Volumina des linken Ventrikels in Ruhe und unter Belastung. EDV-enddiastolisches Volumen, ESV-endsystolisches Volumen.

Die Unterschiede waren nicht signifikant.

4.2.1.2. Globale Auswurffrac^{ti}on

In beiden Patientengruppen lag der Mittelwert für die globale Auswurffrac^{ti}on (AF) in Ruhe unter dem Normbereich, nach ME (n=8) betrug er $50 \pm 12 \%$, nach AE (n=10) $54 \pm 11 \%$.

Die Belastungsstudien ergaben keinen signifikanten Anstieg der AF (Abb.18).

ME (n=6) : AF: $54 \pm 8 \%$ $\rightarrow$ $60 \pm 8 \%$ (p 0,2)

AE (n=8) : AF: $57 \pm 10 \%$ $\rightarrow$ $60 \pm 13 \%$ (p 0,2)

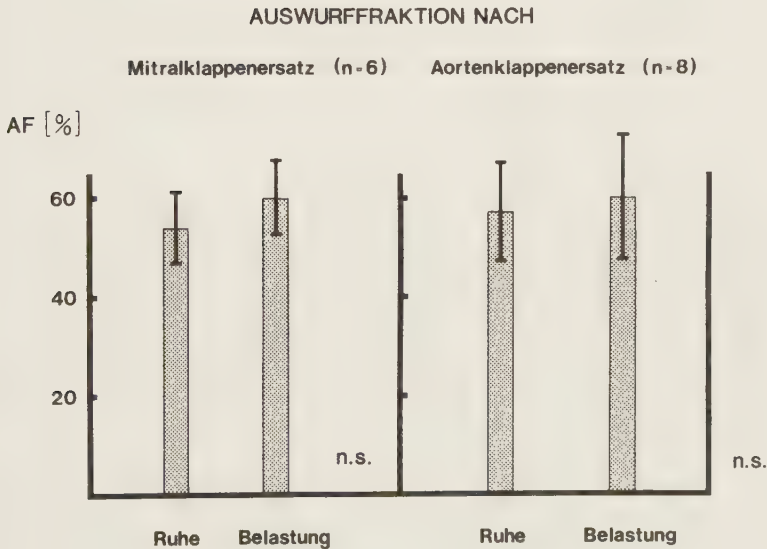


Abb.18: Globale Auswurffrac^{ti}on des linken Ventrikels in Ruhe und unter Belastung, kein signifikanter Anstieg.

4.2.1.3. Mitraler Reflux

Lediglich eine Operierte nach ME (Nr.4) wies in Ruhe einen Reflux von über 5 % des Schlagvolumens (6,6 %) durch die Starr-Edwards-Prothese auf. Dieser blieb auch unter Belastung konstant (7 %). In diesem Fall war schon klinisch der Verdacht auf ein leichtes paravalvuläres Leck gestellt worden. Bei einer weiteren Mitralklappenpatientin (Nr.9) stieg die Regurgitationsfraktion von 0 % in Ruhe auf 7,4 % unter Belastung an.

Bei einer Patientin nach AE (Nr.15) konnte ein mitraler Reflux von 11,5 % bzw. 7,5 % (Ruhe bzw. Belastung) nachgewiesen werden. In diesem Fall war bereits präoperativ eine leichte, nicht korrekturbedürftige Mitralinsuffizienz diagnostiziert worden. Ansonsten lagen die Werte für die Regurgitationsfraktion unter 5 % und damit im Bereich der Meßungenauigkeit.

4.2.1.4. Herzminutenvolumen und Herzindex

In Ruhe erreichten die Patienten nach ME (n=8) ein mittleres Herzminutenvolumen (HMV) von $5,7 \pm 2,2$ l/min bzw. einen Herzindex (HI) von $3,6 \pm 1,3$ l/minm². Unter Belastung war ein signifikanter Anstieg von $6,1 \pm 2,3$ auf $9,3 \pm 2,0$ l/min (HMV, n=6, $p < 0,001$) bzw. von $3,7 \pm 1,3$ auf $5,7 \pm 1,2$ l/minm² (HI, n=6, $p < 0,005$) zu verzeichnen.

Die Operierten nach AE zeigten ähnliche Werte. Das durchschnittliche HMV lag zwar deutlich über dem der Mitralklappenpatienten (n=10; $6,8 \pm 2,0$ l/min), was aber, wie durch den im gleichen Bereich liegenden HI (n=10; $3,7 \pm 1,2$ l/minm²) verdeutlicht wird, aus einer unterschiedlichen Geschlechtsverteilung resultiert. Auch nach AE stiegen HMV (n=8; $7,0 \pm$

$1,9 \rightarrow 10,9 \pm 3,1$ l/min, $p < 0,001$) und HI ($n=8$; $3,9 \pm 1,2 \rightarrow 5,9 \pm 1,5$ l/min/m², $p < 0,001$) unter Belastung signifikant an.

In beiden Gruppen (Abb.19) resultierte die physiologische Belastungsreaktion ausschließlich aus einem Anstieg der Herzfrequenz, da die Schlagvolumina nahezu unverändert blieben.

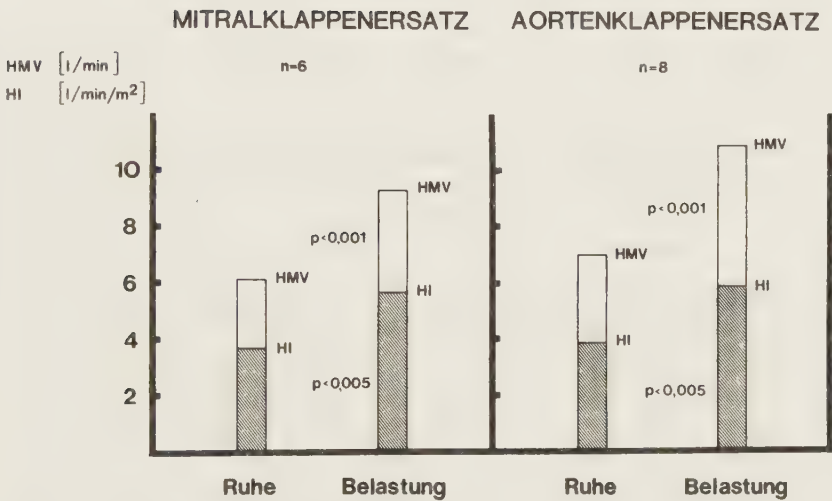


Abb.19: Vergleich von Herzminutenvolumen und Herzindex in Ruhe und unter Belastung.
Signifikanter Anstieg in beiden Patientengruppen.

4.2.1.5. Mittlere Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase (RFR)

Die RFR ist ein Maß für die Compliance des Ventrikels. Ebenso ist eine Abschätzung des Einstromhindernisses durch eine künstliche Mitralklappe möglich. Die durchschnittlichen Ruhewerte waren nach AE (n=10, 255 ± 128 ml/sec) deutlich höher als nach ME (n=8, 190 ± 92 ml/sec), unter Belastung war jedoch nur in der Mitralklappengruppe ein statistisch signifikanter Anstieg zu berechnen (Abb.20).

ME (n=6) : $205 \pm 98 > 321 \pm 58$ ml/sec (p 0,01)
AE (n=8) : $285 \pm 123 > 460 \pm 324$ ml/sec (p 0,1)

4.2.1.6. Mittlere systolische Auswurfgeschwindigkeit (ER)

Bezüglich der ER, die ein Maß für die kontraktile Leistung des Ventrikels und das Ausflußhindernis durch eine Aortenklappenprothese darstellt, zeigten sich in beiden Patientengruppen ähnliche Ruhewerte. (ME, n=8 : 206 ± 66 ml/sec; AE, n=10 : 227 ± 71 ml/sec). Die Werte der ER stiegen in beiden Gruppen unter Belastung signifikant an (Abb.21).

ME (n=6) : $215 \pm 73 > 383 \pm 83$ ml/sec (p < 0,001)
AE (n=8) : $233 \pm 80 > 459 \pm 232$ ml/sec (p 0,02)

Die große Streuung der Belastungswerte (Abb.20,21) von RFR und ER innerhalb der Operierten nach AE beruht auf einem Patienten (Nr.18), der bereits in Ruhe eine Sinusbradykardie von 55/min aufwies, die trotz einer Belastung von 100 Watt nur auf 71/min anstieg. Im Gegensatz zu den übrigen Fällen kompensierte dieser Patient den mangelnden Frequenzanstieg mit einem großen Schlagvolumen (142 bzw. 223 ml) mit entsprechenden Werten für RFR und ER.

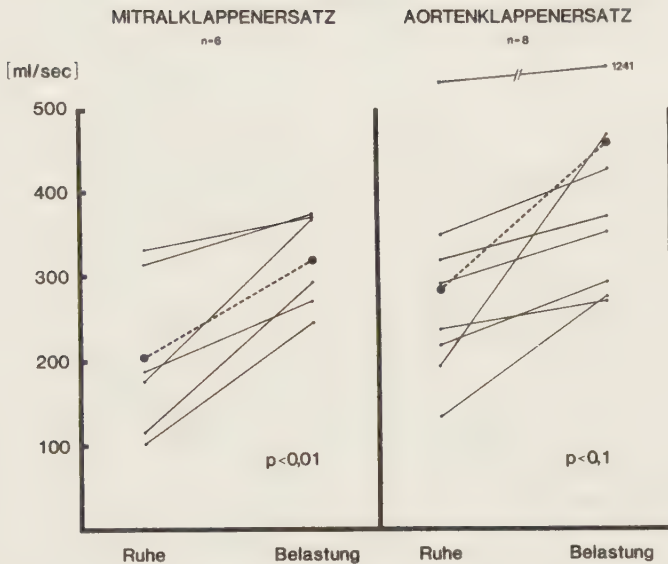


Abb.20: Graphische Darstellung der Einzelwerte (durchgezogene Linien) und des Mittelwertes (gestrichelte Linien) für die mittlere Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase des linken Ventrikels. Signifikanter Anstieg unter Belastung nach Mitralklappenersatz.

4.2.2. Mittlere Lungendurchflußzeit

Die mittlere Lungendurchflußzeit (MTT) konnte bei allen Patienten in Ruhe bestimmt werden, wobei jedoch der Wert von 27,2 sec einer Operierten nach ME nicht berücksichtigt wurde. Dieser resultierte aus einer ausgeprägten Trikuspidalinsuffizienz. In Ruhe wurde nach AE (n=10) mit $6,1 \pm 0,9$ sec eine kürzere MTT als nach ME (n=9, MTT=7,4 $\pm$ 1,4 sec)

berechnet. Ebenso sank die MTT unter Belastung (Abb.22), obwohl in beiden Gruppen signifikant, nach AE ($n=8$; $5,8 \pm 0,7 \rightarrow 3,9 \pm 0,9$ sec; $p < 0,001$) deutlicher als nach ME ($n=6$; $7,5 \pm 1,3 \rightarrow 5,5 \pm 2,1$ sec; $p < 0,02$).

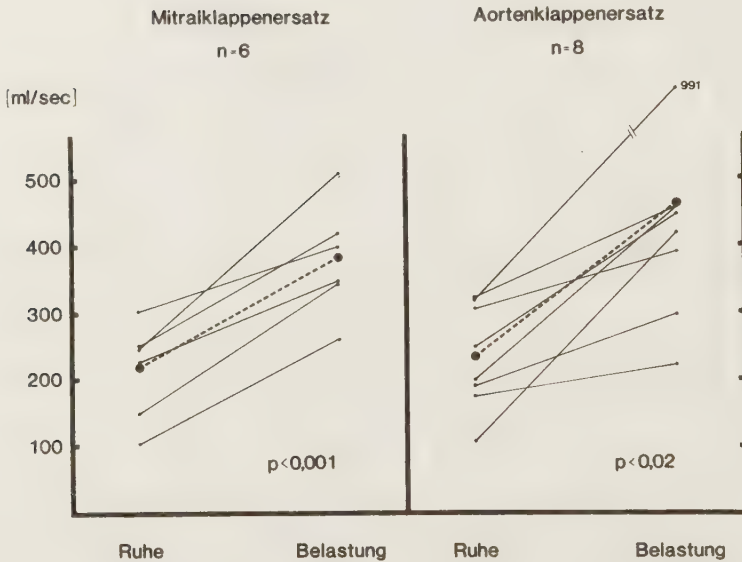


Abb.21: Mittlere systolische Auswurfgeschwindigkeit des linken Ventrikels. In beiden Gruppen besteht ein signifikanter Anstieg unter Belastung.

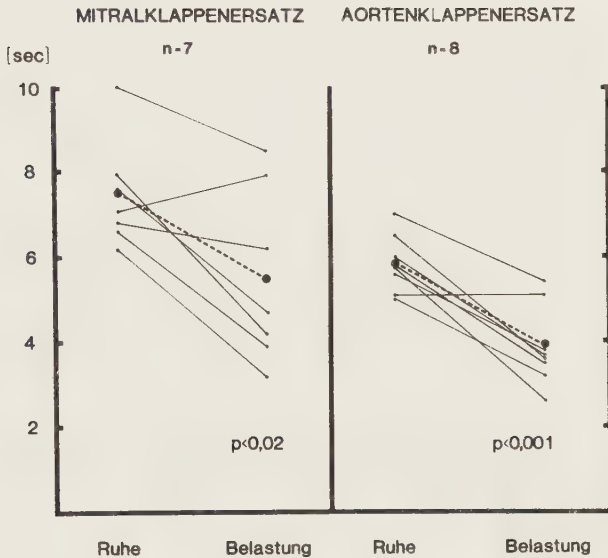


Abb.22: Mittlere Lungendurchflußzeit in Ruhe und unter Belastung. Signifikante Verkürzung, nach Aortenklappenersatz deutlicher als bei den Mitralklappenpatienten.

4.2.3. Parameter des rechten Ventrikels

Diese wurden nur in der Gruppe nach ME ausgewertet. Die Größen der Ventrikelvolumina in Ruhe zeigten ähnliche Werte wie die linke Herzkammer.

Das EDV betrug in Ruhe ($n=9$) 134 ± 34 ml (EDV-Index 82 ± 21 ml/m²), das ESV 60 ± 19 ml (ESV-Index 37 ± 12 ml/m²) und das SV 74 ± 23 ml (SV-Index 45 ± 13 ml/m²).

Ein Vergleich der Ruhe und Belastungswerte ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede (Abb.23).

EDV : $131 \pm 38 > 126 \pm 24$ ml (n=6, p 0,7)

ESV : $54 \pm 19 \rightarrow 41 \pm 13$ ml (n=6, p 0,4)

SV : $77 \pm 24 > 86 \pm 34$ ml (n=6, p 0,5)

Die globale Auswurfraction lag mit 55 ± 9 % (n=9) im gleichen Bereich wie die des linken Ventrikels. Unter Belastung konnte kein signifikanter Anstieg nachgewiesen werden:

AF (n=6) : $58 \pm 8 \% \rightarrow 65 \pm 15$ % (p< 0,4).

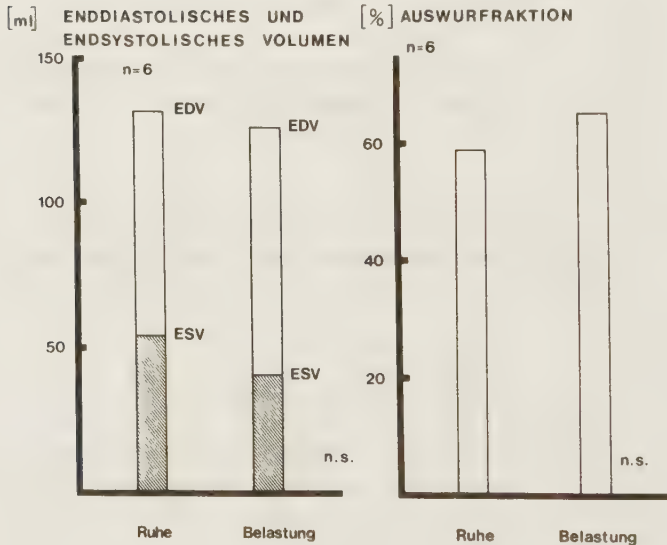


Abb.23: Volumina und globale Auswurfraction des rechten Ventrikels nach Mitralklappenersatz in Ruhe und unter Belastung, keine signifikanten Unterschiede.

Ein Vergleich der Ruhe- und Belastungswerte der RFR und der ER ergab jeweils eine signifikante Zunahme (Abb.24).

Die RFR stieg von 268 ± 101 auf 382 ± 121 ml/sec ($n=6$, $p=0,01$), die ER von 230 ± 71 auf 402 ± 109 ml/sec ($n=6$, $p=0,005$) an. Die Mittelwerte aller ausgewerteten Ruhestudien ($n=9$) lagen bei 243 ± 100 (RFR) bzw. 230 ± 62 ml/sec (ER).

Ohne Berücksichtigung der Patientin mit starkem Reflux (Nr.6), deren Studie nicht ausgewertet werden konnte, bestand noch bei weiteren 6 Patienten in Ruhe eine trikuspidale Regurgitation von 4,4 bis 23 %, die überwiegend schon präoperativ bekannt war. Unter Belastung war z.T. eine Verminderung, z.T. eine Verstärkung des Refluxes festzustellen (0-18 %) (Tabellen XII, XIII).

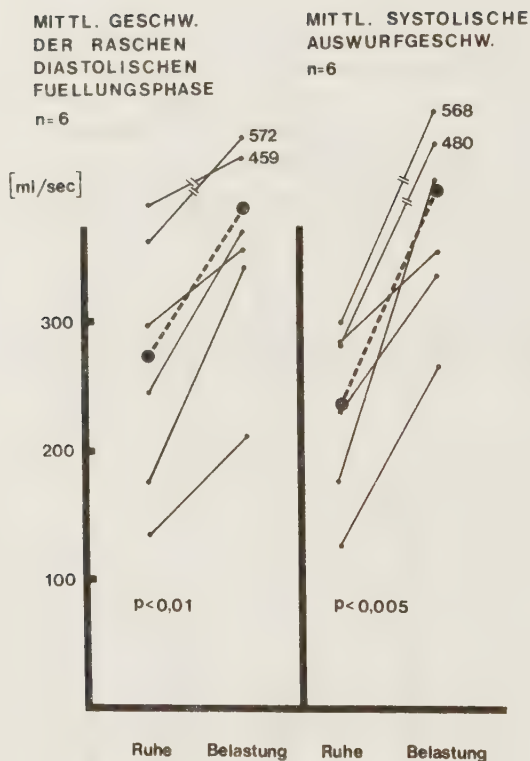


Abb.24: Mittlere Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase und mittlere systolische Auswurfgeschwindigkeit des rechten Ventrikels in Ruhe und unter Belastung. Es besteht jeweils ein statistisch signifikanter Anstieg.

5. DISKUSSION

5.1. Merkmale der Herzklappenchirurgie

Die Chirurgie der Herzklappen ist inzwischen Bestandteil des Routineprogrammes jeder Herzchirurgischen Klinik. Dagegen ist die Suche nach der "optimalen" künstlichen Herzklappe, d.h. einer Prothese mit zuverlässiger Haltbarkeit, der natürlichen Herzklappe entsprechender hämodynamischer Eigenschaften und komplikationsloser Funktion, noch nicht abgeschlossen. Wesentliche Diskussionsinhalte sind heute die Verwendung von Metallkunststoffventilen oder von Bioprothesen, außerdem werden klappenerhaltende operative Maßnahmen in zunehmendem Maße beachtet.

5.1.1. Indikation zur operativen Korrektur chronischer Herzklappenvitien

Angesichts des hohen perioperativen Risikos von 20 bis 30 % wurde die Indikation zur Operation in den 60iger Jahren erst nach Erreichen der klinischen Stadien III - IV gestellt. Verschiedene Untersuchungen (17,18,44,45,72) konnten inzwischen belegen, daß Operationsrisiko und spätere Prognose signifikant vom präoperativen klinischen Schweregrad abhängig sind. In Korrelation dazu besteht ein Zusammenhang der Früh- und Spätletalität mit dem Ausmaß der ventrikulären Hypertrophie und Dilatation, der Erhöhung des linksventrikulären enddiastolischen Druckes und der Erniedrigung des Herzindexes. Eine wesentliche Rolle spielen auch das Alter des Patienten und eine zusätzliche Koronarsklerose, insbesondere vor Beginn der Koronarchirurgie.

Das Operationsrisiko konnte inzwischen unter 10 % (Mitralklappenersatz) bzw. unter 5 % (Aortenklappenersatz) gesenkt werden. Dies war zunächst durch eine

frühzeitige Indikationsstellung vor dem Eintreten irreversibler Myokardschäden möglich. In der Regel wird heute bei Vorliegen eindeutiger invasiv erhobener Befunde im klinischen Stadium II zur Operation geraten (68).

Ein weiterer Beitrag zur Senkung des perioperativen Risikos war die Einführung kardioplegischer Lösungen, die eine längere Ischämietoleranz des nicht perfundierten Myokards bewirken.

Medikamentöse und apparative Neuentwicklungen im Rahmen der Intensivmedizin bieten zusätzlich verbesserte Therapiemöglichkeiten postoperativer Komplikationen.

5.1.2. Metallkunststoffventile vs. Bioprothesen

Der Vorteil der Metallkunststoffprothesen (z.B. Starr-Edwards, Björk-Shiley, St.Jude-Medical, siehe 1.) liegt in ihrer hohen mechanischen Beanspruchbarkeit. Diese gewährt in der Regel eine sichere dauerhafte postoperative Funktion. Zur Vermeidung von Thromboembolien ist jedoch eine genau dosierte Antikoagulantientherapie erforderlich, die wiederum Blutungskomplikationen verursachen kann. Das Auftreten von Thromboembolien ist insbesondere vom Strömungsprofil durch die Prothese abhängig, starke Turbulenzen fördern die Ablagerung von Thromben. Diese können zu einer Obstruktion mit einer plötzlich auftretenden Dysfunktion der mechanischen Klappe führen. Nachteile, vor allem bei Ventilen mit kleinen Ringdurchmessern sind durch ungünstige hämodynamische Eigenschaften mit diastolischen bzw. systolischen Druckgradienten gegeben (7,14,19,22,46,60). Nach Aortenklappenersatz mit St.Jude-Medical-Ventilen verschiedener Größen wurden als Beispiel in Ruhe 8 mmHg und unter Belastung 44 mmHg als mittlere Gradienten angiographisch bestimmt (19).

Gegenüber den mechanischen Ventilen bieten Bioprothesen den Vorteil eines der natürlichen Herzklappe entsprechenden zentralen Blutstromes. Dadurch treten thromboembolische Komplikationen signifikant seltener auf (61,67).

In den meisten Fällen erübrigt sich eine Antikoagulation nach Ablauf der ersten drei postoperativen Monate. Die aus Schweineklappen hergestellten Modelle (16) bewirken aber ähnliche Druckgradienten wie mechanische Ventile, welche aus dem starren Ansatz des rechten Taschensegels resultieren. Dieses ist beim Schwein nicht frei beweglich, sondern sitzt zu fast 2/3 dem Ventrikelseptum auf. Bessere hämodynamische Eigenschaften gewähren die aus Kalbsperikard gefertigten Prothesen, die eine allseits uneingeschränkte Durchströmung ermöglichen.

Der wesentliche Nachteil der Bioprothesen liegt in ihrer limitierten Haltbarkeit. Schrumpfungsprozesse und Verkalkungen führten häufig zu Reoperationen innerhalb der ersten 10 Jahre (67,68,69). Die Destruktion der Klappen erfolgt jedoch graduell, so daß die Patienten mit ausreichender Vorbereitung einer Reoperation zugeführt werden können. Neuere Modelle mit geändertem Design und einer spezifischen chemischen Behandlung zum Schutz vor Calcifikationen versprechen eine bessere Langzeitfunktion.

Die Entscheidung zu einer mechanischen oder einer biologischen Herzklappe muß zur Zeit noch individuell getroffen werden. Die extreme Langzeithaltbarkeit der Metallkunststoffprothesen sollte gegen die bessere Lebensqualität mit einer geringeren Inzidenz zu Komplikationen durch eine Bioprothese abgewogen werden.

5.1.3. Klappenerhaltende Operationen

Rekonstruierende Eingriffe an kranken Herzklappen sollten, wenn sie ein gutes Langzeitergebnis versprechen, dem Klappenersatz vorgezogen werden. Sie sind an Aortenklappen nur selten möglich, versprechen aber an Mitralklappen oft gute Resultate. Voraussetzungen sind wenig verkalkte Vitien, keine zu große Zerstörung der Segel und funktionsfähige Hauptchordae. Die Möglichkeiten reichen von der offenen Kommissurotomie einer stenotischen Klappe bis zur Behebung einer Mitralinsuffizienz durch plastische Korrekturen an den Segeln, den Chordae tendinae und den Papillarmuskeln (68). Zur Stabilisierung des Ergebnisses dient in den meisten Fällen ein Ring nach Carpentier, der eine Raffung und Festigung des Klappenringes bewirkt.

5.2. Kontrolle des operativen Ergebnisses

Die Beurteilung der Langzeitergebnisse nach Klappenersatz und ein Vergleich verschiedenartiger Prothesentypen ist zunächst durch klinische Parameter möglich. In der Regel bietet der Grad der Verbesserung nach der NYHA-Klassifikation gute Aussagemöglichkeiten. Zusätzlich sollten Kenntnisse über die prothesenbedingte Mortalität und Morbidität gewonnen werden. Wichtige Parameter sind Haltbarkeit, akute Dysfunktion, Thromboembolien, Komplikationen durch die Antikoagulation, Hämolyse, paravalvuläres Leck, Endokarditis und Notwendigkeit zur Reoperation.

5.2.1. Kontrolle des operativen Ergebnisses in invasiver Technik

Eine exakte Bestimmung der hämodynamischen Parameter nach Herzklappenersatz ist in erster Linie durch eine Herzkatheterisierung möglich. Verschiedene Autoren (14,45,70) beschreiben als wesentliche hämodynamische

Veränderung nach Mitralklappenersatz ein Absinken des linksatrialen Mitteldruckes auf leicht erhöhte oder normale Werte. Folge sind eine Verminderung von pulmonalem Widerstand und Druck. Die Verbesserung der linksventrikulären Funktion ist entscheidend vom Ausmaß der präoperativen Schäden, insbesondere der Reversibilität einer Myokarddilatation abhängig.

An Starr-Edwards-Ventilen konnten postoperative diastolische Druckgradienten im Bereich von 4-5 mmHg, die unter Belastung auf 8-10 mmHg anstiegen, gemessen werden (14,22,46). Dabei besteht eine Abhängigkeit von Klappengröße und Typ ("non cloth-covered", "cloth-covered"). Als durchschnittlichen Mitteldruck im linken Vorhof bestimmte BRISTOW (14) in Ruhe 10 mmHg. Dagegen fand GLANCY (22) als Zeichen der Reststenosierung durch die Starr-Edwards-Ventile erhöhte Druckwerte von 16 mmHg in Ruhe, die unter Belastung auf durchschnittlich 26 mmHg anstiegen.

Die wesentlichen hämodynamischen Auswirkungen eines Aortenklappenersatzes bestehen in einer Verkleinerung der linksventrikulären Volumina und einem Absinken des linksventrikulären enddiastolischen Druckes (14, 44,72,73). KENNEDY (44) fand bei 24 Patienten, die präoperativ durchschnittlich der NYHA-Klasse III zugeordnet waren, eine Reversibilität der linksventrikulären Dilatation, Hypertrophie und eingeschränkten Pumpfunktion nach Aortenklappenersatz.

An Starr-Edwards-Ventilen konnten in Ruhe durchschnittliche Druckgradienten von 15 mmHg (14), die ohne hämodynamische Auswirkungen blieben, gemessen werden. Wesentlich höhere Drucksprünge bestehen an "cloth-covered" Prothesen, KLOSTER (46) bestimmte am Modell 2300 einen mittleren Ruhegradienten von 41 mmHg, REIS (70) berichtet über ähnliche Meßergebnisse.

5.2.2. Kontrolle des operativen Ergebnisses in nicht invasiver Technik

Da eine Herzkatheteruntersuchung mit einem Risiko behaftet ist, kann diese Methode nicht zu routinemäßigen postoperativen Funktionskontrollen angewendet werden. Diese invasive Untersuchung ist insbesondere dann indiziert, wenn der Verdacht auf eine Dysfunktion der Herzklappenprothese besteht, die eine genaue Abklärung zur Indikationsstellung für eine möglicherweise notwendige Reoperation erforderlich macht.

Dagegen bieten nicht invasive Untersuchungsmethoden wie die Echokardiographie oder Herzsintigraphie durch ihre gefahrlose und für den Patienten nicht belastende Technik den Vorteil einer beliebig oft wiederholbaren Anwendung. Die Kenntnisse der szintigraphisch ermittelten Parameter der Ventrikelfunktion ermöglichen in dem Maße eine Beurteilung der hämodynamischen Gesamtsituation, daß schwere Dysfunktionen mit Sicherheit ausgeschlossen werden können. Damit können die Patienten selektiv ausgewählt werden, bei denen aufgrund pathologischer Befunde eine Herzkatheteruntersuchung zur endgültigen Diagnosestellung indiziert ist.

5.3. Methode der Herzbinnenraumsintigraphie mit der "Ersten Passage Technik"

5.3.1. Vorteile der "Ersten Passage Technik"

Die Methode der Herzbinnenraumsintigraphie mittels der Ersten Passage Technik mit Technetium 99 m-Per-technetat hat sich als Standardverfahren zur Beurteilung des postoperativen Ergebnisses nach Herzklappenersatz bewährt. (69,100). Die Vorteile dieser Technik sind:

- nicht invasiv und gefahrlos
- geringe Strahlenbelastung
- ambulant durchführbar
- beliebig oft wiederholbar
- Untersuchung in Ruhe und unter Belastung
- aufrechte Körperhaltung des Patienten, dadurch physiologische hämodynamische Verhältnisse
- Darstellung des Herzens in RAO-Projektion mit guter Trennbarkeit der einzelnen Herzkammern
- hohe Bildqualität durch Injektion eines kompakten Bolus, eine hohe Registrierempfindlichkeit der Gammakamera und Erstellung eines repräsentativen Herzzyklus
- rechnerische und damit vom Untersucher unabhängige Definition des Herzrandes und des radioaktiven Hintergrundes.

5.3.2. Aussagefähigkeit der "Ersten Passage Technik"

Die genannten Vorteile gewährleisten eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Durch den Untersucher bedingte Variationen sind lediglich bei der Festlegung der Klappenebene zur Bestimmung der enddiastolischen und endsystolischen Volumina gegeben. Ein Vergleich der mit der Formel von NICKEL (57) errechneten enddiastolischen Volumina von 71 Patienten mit den angiographisch ermittelten Werten ergab einen Korrelationskoeffizienten von 0,95.

Die Gammakamera mißt die gesamte im Blutvolumen der Herzhöhlen verteilte radioaktive Aktivität. Dadurch kann die Auswurffraktion ohne Anwendung der Formel von SANDLER und DODGE (42), die für die zweidimensionalen Bilder der Angiokardiographie nötig ist, und nur aus der enddiastolischen und endsystolischen Impulszahl berechnet werden. Ein Vergleich der bei 35 Patienten szintigraphisch und angiographisch ermittelten Auswurffraktion wies einen Korrelationskoeffizienten von 0,9 auf (57).

Mit Hilfe der Ersten Passage Technik kann die Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase ermittelt werden. Diese reicht von der Endsystole bis zum Beginn der Diastase und beinhaltet den Einstrom eines großen Teiles des zur Ventrikel-füllung benötigten Volumens.

Wichtig für die Bewertung dieses Parameters ist weniger der beim einzelnen Patienten ermittelte Absolutwert, da dieser von den Ventrikelvolumina und der Herzfrequenz abhängig ist, wodurch innerhalb einer Patientengruppe eine große Streubreite besteht, sondern ein signifikanter Anstieg unter Belastung. Ein Ausbleiben dieser Belastungsreaktion kann durch eine herabgesetzte myokardiale Compliance, eine stenotische Segelklappe oder - im Falle eines künstlichen Mitralklappenventils - durch ein Einstromhindernis, z.B. durch die Kugel einer Starr-Edwards-Klappe, bedingt sein.

Gleichermaßen gibt die systolische Auswurfgeschwindigkeit, die durch den Quotienten aus Schlagvolumen und Systolendauer definiert ist, Auskunft über die kontraktile Leistung des Myokards und eine mechanische Behinderung im Bereich der Taschenklappen. In unserem Patientengut können damit Aussagen über eine mögliche Stenosewirkung der künstlichen Aortenklappen getroffen werden.

Die Bewertung der hämodynamischen Auswirkungen einer Mitralklappenprothese ist auch durch die Berechnung der mittleren Lungendurchflußzeit möglich. Eine pathologische Verlängerung oder eine ausbleibende signifikante Verkürzung unter Belastung können aber verschiedene Ursachen haben.

Die Auswaschung der Radioaktivität aus dem rechten Ventrikel kann durch eine verminderte myokardiale Pumpleistung oder eine insuffiziente Trikuspidal- oder Pulmonalklappe verzögert sein. Weitere Ursachen für eine verlängerte Lungentransitzeit bestehen in

einem erhöhten pulmonalen Widerstand oder einem Einstromhindernis (Mitralklappe) in den linken Ventrikel. Zusätzlich kann eine verzögerte Auswaschung der Radioaktivität aus dem linken Ventrikel (Aorteninsuffizienz) einen Rückstau im Lungengefäßgebiet bewirken.

Neben der Berechnung einiger dynamischer Parameter (z.B. Auswurfgeschwindigkeit, diastolische Füllungs- und Auswurfgeschwindigkeit) ermöglicht die "Erste Passage Technik" auch deren Darstellung in funktionellen Bildern. Diese werden vom Computer erstellt und resultieren aus den gesamten Verschiebungen der Radioaktivitätsverteilung innerhalb eines repräsentativen Herzzyklus. Dadurch können auch über die regionale Myokardfunktion Aussagen getroffen werden.

5.4. Langzeitergebnisse nach Mitralklappen- und Aortenklappen-ersatz durch Starr-Edwards-Kugelventile

5.4.1. Patientengut

Unsere 20 Patienten stellen Stichproben der nach dem langen Beobachtungszeitraum noch lebenden Operierten dar, die Einbestellung zur szintigraphischen Nachuntersuchung erfolgte unabhängig von Anamnese und aktuellem Beschwerdebild. Die Tabelle IX gibt einen Überblick über 5 Langzeitstudien verschiedener Autoren, die ein vergleichbares Krankengut zu den Patienten der Herzchirurgischen Universitätsklinik München beinhalten (4,37,48,53,97). Nach diesen Untersuchungen liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit ohne Berücksichtigung der perioperativen Todesfälle nach 10 Jahren bei etwa 50 %. Von Thromboembolien als häufigste Komplikation waren bei den neueren "non cloth-covered" Modellen (6120, 1200, 1260) durchschnittlich 5 % der Patienten pro Jahr betroffen. Weitere Komplikationen waren insgesamt seltener und häufig spezifische Nachteile einzelner Typen (siehe 1.1.).

Autor Zentrum Jahr	Patientenzahl Operations- zeitraum	Klappentypen Mitralis (M) Aorta (A)		Früh- letalität		Überlebende postoper. Jahre		Thromboembolien	
BARNHORST et al. Mayo Clinic 1975	1684 1961 - 1972	alle Typen		14 %	9 %	62 % nach 8 Jahren	65 % nach 8 Jahren	55 % (6000) -25 % (6120) nach 5 Jahren	34 % (prä1000) -5 % (1260/ nach 3 Jahren
		6000	-	20 %	-	58 % nach 8,6 Jahren	-	81 % nach 10 Jahren	-
MACMANUS et al. Oregon 1977	110 1960 - 1966	"cloth-covered"		10,8 %	9 %	65,5 % nach 7 Jahren	64 % nach 7 Jahren	20 % nach 5 Jahren	15 %
		alle Typen	-	9,9 %	-	43 % nach 15 Jahren	44 % nach 15 Jahren	1960 - 1973 7 % / 5,1 % /	1972 Jahr 1980 Jahr
TEPLY et al. Oregon 1981	1834 1960 - 1980	alle Typen		10,6 %	-	47 % nach 10 Jahren	-	5,7 % pro Jahr	-
		6120	-	-	-	-	-	-	-
MILLER et al. Stanford 1983	509 1965 - 1976								

Tab. IX: Repräsentative klinische Langzeitstudien über Patienten mit Starr-Edwards Kugelventilen.

5.4.2. Szintigraphische Ergebnisse

RERYCH (71) bestimmte 1978 bei 30 gesunden Probanden mit der Ersten Passage Technik Mittelwerte für die Volumina des linken Ventrikels. Er fand signifikante Unterschiede der Ruhe- und Belastungswerte. Das enddiastolische Volumen stieg von 116 ± 31 ml auf 128 ± 31 ml an, das endsystolische Volumen sank von 40 ± 15 ml auf 26 ± 9 ml. Gleichzeitig vergrößerte sich das Schlagvolumen als Ausdruck einer physiologischen Belastungsanpassung von 76 ± 20 ml auf 102 ± 30 ml. Die Auswurffraktion betrug unter Belastung 80 ± 6 % (in Ruhe 66 ± 7 %). Das Durchschnittsalter dieser Vergleichsgruppe lag im Mittel bei 34 Jahren (23-60 Jahre); die Probanden erreichten die altersentsprechende maximale Belastung (Herzfrequenz 170 ± 21 /min). Der Herzindex stieg dabei von $3,2 \pm 0,7$ auf $9,5 \pm 3,2$ l/minm². Die mittlere Lungentransitzeit verkürzte sich von $6,5 \pm 1,2$ auf $2,8 \pm 0,7$ sec.

Ein Vergleich dieser gesunden Probanden mit unseren Patienten, die seit 15 Jahren mit einer künstlichen Herzklappe in Mitral- oder Aortenposition leben, ergab bei den Operierten höhere Ruhewerte für das enddiastolische und endsystolische Volumen des linken Ventrikels. Besonders nach Aortenklappenersatz zeigte sich auch nach dem langen postoperativen Intervall noch eine ausgeprägte Vergrößerung des linken Ventrikels (EDV = 171 ± 39 ml).

Der Ruheherzindex lag bei den Operierten im Normbereich, die Belastungsfähigkeit war jedoch - auch nach Berücksichtigung der höheren Altersverteilung - deutlich eingeschränkt. Der Herzindex stieg nach ME auf $5,7 \pm 1,2$ l/minm², nach AE auf $5,9 \pm 1,5$ l/minm².

Im Gegensatz zu dem gesunden Kollektiv kam bei den Operierten die Anpassung an die körperliche Belastung nur durch eine Steigerung der Herzfrequenz zustande.

Es trat keine physiologische Reaktion durch eine größere Ausschöpfung eines vermehrten enddiastolischen Volumens ein (größeres Schlagvolumen, kleineres endsystolisches Volumen); die linksventrikulären Volumina zeigten unter Belastung keine signifikanten Veränderungen. Demzufolge konnte auch keine wesentliche Zunahme der Auswurffraktion erfolgen. Diese Ergebnisse sprechen für eine unphysiologische Steifigkeit des linksventrikulären Myokards, als Folge der durch den späten Operationszeitpunkt bestehenden irreversiblen Schäden.

Eine weitere Ursache für die unphysiologische Reaktion des linken Ventrikels könnte in einer Behinderung durch das implantierte Starr-Edwards-Kugelventil in Mitral- bzw. Aortenposition liegen. Der signifikante Anstieg der Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase unter Belastung innerhalb der Patientengruppe nach ME spricht aber gegen ein hämodynamisch wirksames Einstromhindernis durch die Kugelklappe.

Entsprechend nahm die systolische Auswurfgeschwindigkeit nach Aortenklappenersatz unter Belastung signifikant zu. Damit ist durch die Kugelprothesen in Aortenposition keine wesentliche Behinderung der ventrikulären Auswurfphase gegeben.

Die Abbildungen 25 und 26 zeigen die dynamischen Bilder der Auswurffraktion zweier Patienten mit Mitralvitien unterschiedlicher Ätiologie und verschieden langem Krankheitsverlauf. Bei der Patientin 9 (Abb.25) war die Operation aufgrund einer akuten Endokarditis indiziert, das Ausmaß der präoperativen Myokardschäden war dadurch geringer als bei Operierten mit lange bestehenden hämodynamisch wirksamen Vitien (Patient 10, Abb.26).

FLD-P NMN 100 DP SN 801 TC 131343
AL 0 AR 100 IO 0 AT 4 510

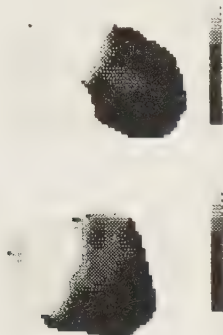


Abb.25: Szintigraphisches Bild der Auswurf fraktion des linken (oben) und rechten (unten) Ventrikels in Ruhe, 16 Jahre nach Mitralklappenersatz. Es besteht eine normale Ventrikelfunktion; in diesem Fall führte eine akute Endokarditis zur Operation.

Obwohl bei der genannten Patientin die Belastung aufgrund gehäufte ventrikulärer Extrasystolen bei 50 Watt abgebrochen werden mußte, stieg die Auswurf fraktion von 64 % in Ruhe auf 72 % an. Gleichzeitig vergrößerte sich das Schlagvolumen als Ausdruck einer normalen Belastungsreaktion von 54 auf 86 ml.

Auffällig waren bei fast allen Patienten nach ME regionale Funktionsstörungen im Bereich der Hinterwand des linken Ventrikels und eine Behinderung in der Entleerung der Einflußbahn (Abb.26). Diese umschriebenen Complianceverluste konnten nach Aortenklappenersatz nicht festgestellt werden und können als lokale negative Auswirkungen des Käfigs der Kugelprothese gedeutet werden.

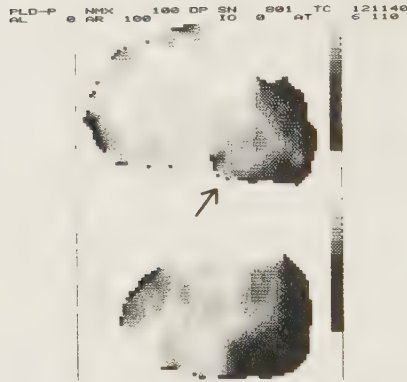


Abb.26: Auswurf fraktion des linken (oben) und rechten (unten) Ventrikels in Ruhe, 19 Jahre nach Mitralklappenersatz. Es bestehen regionale Funktionsstörungen des linken Ventrikels als Folge der irreversiblen präoperativen Myokardschäden nach langem klinischen Verlauf eines kombinierten Mitralklappenverschlusses. Der umschriebene Complianceverlust ($\rightarrow$) der Hinterwand war bei fast allen Mitralklappenpatienten festzustellen und ist möglicherweise eine lokale Auswirkung des Käfigs der Starr-Edwards-Klappe.

Verglichen mit den von RERYCH berechneten Normalwerten für die mittlere Lungendurchflußzeit (Ruhe $6,5 \pm 1,2$ sec, Belastung $2,8 \pm 0,7$ sec) wiesen unsere Patienten nach ME eine verlängerte Lungentransitzeit auf (in Ruhe $7,4 \pm 1,4$ sec). Diese deutet angesichts der hohen präoperativen Druckwerte im kleinen Kreislauf auf eine weiterhin bestehende pulmonale Hypertonie hin. Als eine Ursache für die ausbleibende völlige Normalisierung können die bekannten Gradienten an den Kugelventilen und die dadurch erhöhten linksatrialen Druckwerte angesehen werden. Dafür spricht auch die zwar

signifikante, aber im Vergleich zu den Aortenklappenpatienten mit völlig normalen Transitzeiten geringere Verkürzung unter Belastung. Der von RERYCH ermittelte Belastungswert kann nicht als Vergleichsmaßstab gewertet werden, da seine Probanden eine viel höhere Herzfrequenz erreichten. Ein Vergleich mit den von JONES (39) bestimmten pathologischen Lungentransitzeiten bei bestehenden Klappenvitien (Mitralstenose $9,2 \pm 1,7$ sec, Aorteninsuffizienz $11,7 \pm 3,1$ sec) zeigt aber eindeutig die hämodynamischen Verbesserungen nach Klappenersatz.

5.5. Schlußfolgerungen

- Die Herzsintigraphie mittels der "Ersten Passage Technik" mit Tc-99 m Per technetate stellt eine Methode dar, die hervorragend zur routinemäßigen Kontrolle des postoperativen Ergebnisses nach Herzklappenersatz geeignet ist.
- Ihre Aussagefähigkeit hinsichtlich der Funktion des linken und rechten Ventrikels und der implantierten künstlichen Herzklappe ist so genau, daß schwere Dysfunktionen mit Sicherheit erkannt werden können.
- Damit ist eine selektive Auswahl der Patienten möglich, bei denen zur weiteren Diagnostik im Hinblick auf eine evtl. Reoperation eine Herzkatheteruntersuchung indiziert ist.
- Starr-Edwards-Ventile in Mitral- und Aortenposition gewähren befriedigende funktionelle Langzeitergebnisse.
- Angesichts des späten Operationszeitpunktes, alle Patienten befanden sich präoperativ in den NYHA-Gruppen III - IV, weist die nachgewiesene unphysiologische Belastungsreaktion auf eine verminderte linksventrikuläre Compliance durch irreversible präoperative Myokardschäden hin.
- Dies unterstützt die Forderung nach frühzeitiger operativer Korrektur chronischer Klappenvitien.

- Starr-Edwards-Kugelventile in Aortenposition bewirken keine Behinderung der linksventrikulären Funktion.
- Nach Mitralklappenersatz mittels einer Starr-Edwards-Kugelprothese zeigte sich einerseits keine Behinderung der diastolischen Ventrikelfüllung, andererseits fanden sich Hinweise für eine weiterbestehende pulmonale Hypertonie, möglicherweise als Folge der bestehenden Druckgradienten über der künstlichen Mitralklappe.
- Die mit Starr-Edwards-Kugelventilen gewonnenen Langzeitergebnisse eignen sich hervorragend als ein Vergleichsstandard für neu entwickelte Klappenmodelle.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Je 10 Patienten mit Starr-Edwards-Kugelventilen in Mitral- bzw. Aortenposition - Alter 45 ± 9 bzw. 55 ± 7 Jahre - wurden im Mittel $14,7 \pm 3,0$ bzw. $14,9 \pm 2,4$ Jahre postoperativ nachuntersucht. Der durchschnittliche präoperative Schweregrad nach der NYHA-Klassifikation betrug bei den Patienten mit Mitralklappenersatz (ME) $3,7 \pm 0,5$, innerhalb der Gruppe mit Aortenklappenersatz (AE) $3,2 \pm 0,4$.

Als Methode wurde die nicht invasive Binnenraumszintigraphie nach der Ersten Passage Technik mit Technetium-99m-Per technetat gewählt. Ermittelt wurden Ventrikelvolumina, Auswurffraktion, Herzzeitvolumen, Regurgitationsfraktion, Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase, systolische Auswurfgeschwindigkeit und mittlere Lungendurchflußzeit.

Die Bestimmung der Parameter erfolgte in Ruhe (R) und unter Belastung (B). Die Ergebnisse wurden mit Werten gesunder Probanden verglichen.

Unter Belastung stieg in beiden Patientengruppen der Herzindex signifikant an (ME: $3,7 \pm 1,3$ (R), $5,7 \pm 1,2$ l/minm² (B), $p < 0,005$; AE: $3,9 \pm 1,2$ (R), $5,9 \pm 1,5$ l/minm² (B), $p < 0,001$).

Diese Belastungsreaktion war nur von einem Frequenzanstieg und von keiner physiologischen Änderung der Volumina des linken Ventrikels begleitet. Enddiastolisches- und Schlagvolumen stiegen nicht signifikant an, ebenso wenig nahm das endsystolische Volumen ab.

Dadurch konnte auch die globale Auswurffraktion nicht wesentlich ansteigen (ME: 54,8 (R), 60,8 % (B), $p < 0,2$; AE: 57 ± 10 (R), 60 ± 13 % (B), $p < 0,2$).

Diese unphysiologische Belastungsreaktion muß als Ausdruck einer verminderten myokardialen Compliance durch präoperative Schäden gedeutet werden, da keine Behinderung der Füllung bzw. Entleerung des linken Ventrikels nachgewiesen werden konnte: Die Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase nahm nach ME unter

Belastung von 205 ± 98 auf 321 ± 58 ml/sec ($p < 0,01$) zu, ebenso stieg nach AE die systolische Auswurfgeschwindigkeit von 233 ± 80 auf 459 ± 232 ml/sec ($p < 0,02$) signifikant an.

Ein hämodynamisch wirksamer Reflux konnte an keiner Klappenprothese nachgewiesen werden. Nach ME blieb die mittlere Lungendurchflußzeit gegenüber Normalwerten verlängert ($7,5 \pm 1,3$ (R), $5,5 \pm 2,1$ sec (B), $p < 0,02$), die Patienten nach AE zeigten normale Transitzeiten ($5,8 \pm 0,7$ (R), $3,9 \pm 0,9$ sec (B), $p < 0,001$). Dies kann als Ausdruck einer postoperativ weiterhin bestehenden leichten pulmonalen Hypertonie nach ME, als Folge der über Starr-Edwards-Ventilen bekannten Druckgradienten, gedeutet werden.

Insgesamt zeigten sich angesichts der späten Indikationsstellung zur Operation befriedigende Langzeitergebnisse. Klinisch waren die Patienten durchschnittlich um 1,5 (ME und AE) Grade nach der NYHA-Klassifikation gebessert.

7. TABELLEN (szintigraphische Einzelergebnisse)

Erläuterungen zu den Tabellen X - XV

BSA	=	Body-Surface-Area, Körperoberfläche (m^2)
MTT	=	Mean Transit Time, mittlere Lungendurchflußzeit (sec)
HF	=	Herzfrequenz (min^{-1})
Reflux	=	Mitraler bzw. trikuspidaler Reflux (%)
AF	=	Auswurf fraktion (%)
HMV	=	Herzminutenvolumen (l/min)
HI	=	Herzindex (l/min m^2)
EDV	=	Endiastolisches Volumen (ml)
EDV/ _{BSA}	=	Enddiastolischer Volumenindex (ml/m^2)
ESV	=	Endsystolisches Volumen (ml)
ESV/ _{BSA}	=	Endsystolischer Volumenindex (ml/m^2)
SV	=	Schlagvolumen (ml)
SV/ _{BSA}	=	Schlagvolumenindex (ml/m^2)
RFR	=	Rapid Filling Rate, mittlere Geschwindigkeit der raschen diastolischen Füllungsphase (ml/sec)
ER	=	Ejection Rate, mittlere systolische Auswurfgeschwindigkeit (ml/sec)

Patient	BSA	MTT	HF	Reflux	AF	HMV	HI	EDV	EDV/ BSA	ESV	ESV/ BSA	SV	SV/ BSA	RFR	ER
1	1,46	5,3	89	2	53	5,9	4,0	127	87	59	40	68	47	196	213
2	1,73	7,9	118	0	55	8,8	5,1	135	78	61	35	74	43	315	231
3	1,63	6,8	92	3	44	7,9	4,9	202	124	113	69	89	55	333	247
4	1,52	7,6	110	6,6	49	3,5	2,3	70	47	36	24	34	22	104	106
5	1,71	6,2	72	3	61	6,8	4,0	158	93	61	36	94	55	176	303
6	-	27,2	74	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7	1,54	7,1	81	4,9	51	6,3	4,1	159	104	78	51	81	53	188	253
8	1,55	8,9	92	1,3	26	3,2	2,1	133	86	98	63	35	23	92	146
9	1,63	6,6	60	0	64	3,3	2,0	83	51	29	18	54	33	115	150
10	2,01	10,0	61	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tab. X: Szintigraphische Daten des linken Ventrikels in Ruhe - Mitralklappen

Patient	MTT	HF	Reflux	AF	HMV	HI	EDV	EDV/ BSA	ESV	ESV/ BSA	SV	SV/ BSA	RFR	ER
1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	4,2	167	1,7	59	10,0	5,8	102	59	41	24	61	35	376	349
3	6,2	102	7	67	12,2	7,4	190	116	62	38	128	79	371	512
4	4,7	168	0,8	52	7,9	5,2	90	59	43	28	47	31	247	269
5	3,2	141	0	59	9,9	5,8	117	69	47	27	70	41	369	400
6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7	7,9	134	2,3	51	9,8	6,4	143	93	69	45	74	48	273	423
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	3,9	78	7,4	72	6,3	3,8	112	69	26	16	86	53	292	344
10	8,5	139	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tab. XI: Szintigraphische Daten des linken Ventrikels unter Belastung - Mitralklappen

Patient	Reflux	AF	HMV	HI	EDV	EDV/ BSA	ESV	ESV/ BSA	SV	SV/ BSA	RFR	ER
1	18	57	6,0	4,2	145	99	62	42	83	57	250	259
2	0	63	8,7	5,0	115	67	42	24	73	42	297	228
3	8,7	54	7,9	4,9	174	107	80	49	94	58	366	294
4	23	55	3,5	2,3	74	49	33	22	41	27	136	128
5	0	70	6,6	3,9	130	76	38	22	92	54	244	288
6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7	6,3	49	6,4	4,2	170	111	86	56	84	55	243	263
8	4,4	39	3,7	2,3	106	68	65	42	41	26	86	171
9	8,7	48	3,2	2,0	120	74	62	38	58	36	179	161
10	0	59	6,2	3,1	172	85	70	35	101	50	389	281

Tab. XII: Szintigraphische Daten des rechten Ventrikels in Ruhe - Mitralklappen

Patient	Reflux	AF	HMV	HI	EDV	EDV/ BSA	ESV	ESV/ BSA	SV	SV/ BSA	RFR	ER
1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	0	50	9,9	5,7	116	67	57	33	59	34	351	337
3	18	85	11,9	7,3	166	102	24	15	142	87	572	568
4	0	45	7,3	4,8	96	63	53	35	46	30	216	263
5	10,7	72	10,6	6,2	115	67	31	18	84	49	353	480
6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	17,3	76	6,7	4,1	135	83	32	20	103	63	341	412
10	0	63	11,1	5,5	126	63	47	23	79	39	459	351

Tab. XIII: Szintigraphische Daten des rechten Ventrikels unter Belastung - Mitralklappen

Patient	BSA	MIT	HF	Reflux	AF	HMV	HI	EDV	EDV/ BSA	ESV	ESV/ BSA	SV	SV/ BSA	RFR	ER
11	1,79	5,7	96	-	59	6,6	3,7	122	68	50	28	72	40	194	200
12	1,9	6,4	75	-	48	7,8	4,1	225	118	117	61	108	57	238	246
13	1,79	5,0	94	-	48	10,5	5,9	242	135	125	70	117	65	320	325
14	1,79	6,0	79	-	60	8,2	4,6	183	103	73	41	110	61	292	250
15	1,62	7,0	91	11,5	60	7,6	4,6	161	99	64	39	97	60	351	303
16	1,58	5,1	86	-	53	5,9	3,7	128	81	59	37	69	44	218	173
17	2,0	8,2	62	-	37	4,2	2,1	183	91	115	57	72	36	31	155
18	2,01	5,8	55	-	76	7,6	3,7	185	92	43	21	142	71	534	323
19	2,0	6,5	62	-	61	5,9	2,9	159	79	61	30	98	49	239	189
20	2,02	5,6	77	-	41	3,9	1,9	124	62	74	37	50	25	134	104

Tab. XIV: Szintigraphische Daten des linken Ventrikels in Ruhe - Aortenklappen

Patient	MTT	HF	Reflux	AF	HMV	HI	EDV	EDV/ BSA	ESV	ESV/ BSA	SV	SV/ BSA	RFR	ER
11	2,6	155	-	65	13,7	7,6	140	78	48	27	92	51	469	460
12	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
13	3,2	146	-	42	13,5	7,5	221	123	129	72	92	51	373	460
14	3,7	86	-	62	9,1	5,1	180	101	68	38	112	63	351	448
15	5,4	122	7,5	61	9,3	5,7	140	86	54	33	86	53	428	382
16	5,1	86	-	58	6,4	4,0	128	81	54	34	72	46	291	222
17	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
18	3,5	71	-	85	15,4	7,6	261	130	38	19	223	111	1241	991
19	3,6	94	-	58	8,7	4,3	164	82	69	34	95	48	246	292
20	3,8	116	-	49	11,0	5,4	191	95	97	48	94	47	276	418

Tab. XV: Szintigraphische Daten des linken Ventrikels unter Belastung - Aortenklappen

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. AKUTSU T., MIRKOVITCH, W.J. KOLFF
Teflon as experimental replacement
for mitral and tricuspid valves
J.Surg.Res. 1, 188, 1961
2. APPELBAUM A., N.T. KOUCHOUKOS,
E.H. BLACKSTONE, J.W. KIRKLIN
Early risks of open heart surgery
for mitral valve disease
Am.J.Cardiol. 37, 201, 1976
3. BARNARD C.N., M.B. MCKENZIE, V. SCHRIVE
A surgical approach to mitral
insufficiency
Br.J.Surg. 48, 655, 1961
4. BARNHORST D.A., H.A. OXMAN, D.C. CONNOLLY, et al.
Long-term follow-up of isolated
replacement of the aortic or mitral
valve with the Starr-Edwards prosthesis
Am.J.Cardiol. 35, 228, 1975
5. BARNHORST D.A., H.A. OXMAN, D.C. CONNOLLY, et al.
Isolated replacement of the mitral
valve with the Starr-Edwards Prosthesis.
An Eleven-Year-Review.
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 71, 230, 1976

6. BERG E.H., S.E. GOODMAN, J.H. STUCKEY,
M.E. NEWMAN
Total replacement of the mitral valve
Surg.Forum 8, 363, 1957
7. BJÖRK V.O.
A new tilting disc valve prosthesis
Scand.J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 3, 1, 1969
8. BODNAR E., W.H. WAIN, S. HABERMAN
Assessment and comparison of the
performance of cardiac valves
AnnThorac.Surg. 34, 146, 1982
9. BONCHEK L.I., J.L. DOBBS, A.F. MATAR,
P. CHAPPEL, A. STARR
Roentenographic identification
of Starr-Edwards prostheses
Circulation 47, 154, 1973
10. BONCHEK L.I., R.P. ANDERSON, A. STARR
Mitral valve replacement with
cloth-covered composite-seat
prostheses
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 67, 93, 1974
11. BONCHEK L.I., A. STARR
Ball valves prostheses:
current appraisal of late results
Am.J.Cardiol. 35, 843, 1975

12. BRAUNWALD N.S., T. COOPER, A.G. MORROW
Complete replacement of the mitral
valve: successful clinical application
of a flexible polyurethane prosthesis
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 40, 1, 1960
13. BRAUNWALD N.S., A.G. MORROW
A late evaluation of flexible teflon
prostheses utilized for total aortic
valve replacement
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 49, 485, 1965
14. BRISTOW J.D., E.L. KREMKAN
Hemodynamic changes after valve
replacement with Starr-Edwards
prostheses
Am.J.Cardiol. 35, 716, 1975
15. CAMPBELL J.A.
An artificial aortic valve
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 19, 312, 1950
16. CARPENTIER A., J.L. CHARNARD, P. LAURENT, et al.
The use of the aortic heterografts
in the treatment of mitral valvulopathy.
Experimental basis and the first
clinical case
Mem.Acad.Chir. 93, 617, 1967

17. CHAFFIN J.S., W.M. DAGGETT
Mitral valve replacement.
A nine-year follow-up of
risks and survivals
Ann.Thorac.Surg. 27, 312, 1979
18. DALBY A.J., B.G. FIRTH, R. FORMAN
Preoperative factors affecting
the outcome of isolated mitral
valve replacement: a 10 year review
Am.J.Cardiol. 47, 826, 1981
19. FRAEDRICH G., M. GOTTWIK, F.H. HEHRLEIN,
J. MULCH
Erste Erfahrungen mit der SJM-
Herzklappe
Klinikarzt 8, 752, 1979
20. FRICKE G.R., A. BERNHARD, H. MATTERN
Hämodynamik vor und nach prothe-
tischem Mitral- und/oder Aorten-
klappenersatz
Verh.Dtsch.Ges.Kreislaufforschung
43, 398, 1977
21. GIBBON J.H.
Application of a mechanical heart and
lung apparatus to cardiac surgery
Minn.Med. 37, 171, 1954

22. GLANCY D.L., K.P. O'BRIEN, R.L. REIS, et al.
Hemodynamic studies in patients with
2 M and 3 M Starr-Edwards prostheses:
evidence of obstruction to left
atrial emptying
Circulation 39-40 (Suppl.I),
113, 1969
23. GRUNKEMEIER G.L., L.E. LAMBERT,
L.I. BONCHEK, A. STARR
An improved statistical method
for assessing the results of
operation
Ann.Thorac.Surg. 20, 289, 1975
24. GUNSTENSEN J.
Acute dysfunction of Starr-Edwards
mitral prostheses
Thorax 26, 163, 1971
25. HAMMERMEISTER K.E., L. FISCHER, J.W. KENNEDY, et al.
Prediction of late survival in patients
with mitral valve disease from clinical,
hemodynamic and quantitative angiographic
variables
Circulation 57, 341, 1978
26. HARKEN D.E., H.S. SCROFF, W.J. TAYLOR, et al.
Partial and complete prosthesis in
aortic insufficiency
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 40, 744, 1960

27. HERR R., A. STARR, C.W. McCORD, J.A. WOOD
Special problems following valve
replacement: embolus, leak, infection,
red cell damage
Ann.Thorac.Surg. 1, 403, 1965
28. HERR R.H., A. STARR, W.R. PIERIE,
J.A. WOOD, J.C. BIGELOW
Aortic valve replacement:
a review of six years' experience
with ball-valve prosthesis
Ann.Thorac.Surg. 6, 199, 1968
29. HODAM R., A. STARR, R. HERR, W.R. PIERIE
Early clinical experience with
cloth-covered valvular prostheses
Ann.Surg. 170, 471, 1969
30. HODAM R., A. STARR, D. RAIBLE, H. GRISWOLD
Totally cloth-covered prostheses:
a review of two years' clinical
experience
Circulation 41-42 (Suppl.II), 33, 1970
31. HODAM R., R. ANDERSON, A. STARR, et.al.
Further evaluation of the composite-
seat cloth-covered aortic prosthesis
Ann.Thorac.Surg. 12, 621, 1971

32. HUFNAGEL C.A.
Aortic plastic valvular prosthesis
Bull.Georgetown U.Med.Cent. 4, 128, 1951
33. HUFNAGEL C.A., W.P. HARVEY
The surgical correction of aortic
insufficiency
Bull.Georgetown U.Med.Cent. 6, 60, 1953
34. HUFNAGEL C.A.
Reflections on the development of
valvular prostheses
J.Assoc.Adv.Med.Instr. 11, 74, 1977
35. HYLEN J.C., F.E. KLOSTER, A. STARR,
H.E. GRISWOLD
Aortic ball variance :
diagnosis and treatment
Ann.Intern.Med. 72, 1, 1970
36. ISOM O.W., J.M. DEMBROW, E. GLASSMAN, et al.
Factors influencing long-term
survival after isolated aortic
valve replacement
Circulation (Suppl.II), 49, 154, 1974
37. ISOM O.W., F.C. SPENCER, E. GLASSMAN, et al.
Long-term results in 1375 patients
undergoing valve replacement with the
Starr-Edwards cloth-covered steel ball
prosthesis
Ann.Surg. 186, 310, 1977

38. JENGO J.A., J. MENA, A. BLAUFUSS,
J.M. CRILEY

Evaluation of left ventricular function
(ejection fraction and segmental wall
motion) by single pass radioisotope
angiography
Circulation 57, 326, 1978

39. JONES R.H., D.C. SABISTON, B.B. BATES, et al.

Quantitative radionuclide angiocardio-
graphy for determination of chamber to
chamber cardiac transit times
Am.J.Cardiol. 30, 855, 1972

40. JONES R.H., G.E. NEWMAN, S.K. RERYCH, et al.

Rest and exercise radionuclide angio-
graphy in surgical patients
World Federation of Nuclear Medicine
and Biology
Second Int.Cong.Washington D.C.,p95

41. JUDSEN W.E., J. ARDAIZ, T.B.J. STRACK,
R.S. JENNINGS

Postoperative evaluation of
prosthetic replacement of aortic
and mitral valves
Circulation 29 (Suppl.I), 14, 1964

42. JUST H.J.

Herzkatheterdiagnostik
Edition 1976

43. KAY E.B., A. SUZUKI, J. POSTIGO, C. NOGUEIRA
Prosthetic replacement of the mitral valve.
In Merendino K.A. (ed): Prosthetic Valves
for Cardiac Surgery,
Springfield, Thomas, 1961, pp 402-425
44. KENNEDY J.W., J. DOCES, D.K. STEWART
Left ventricular function before and
following aortic valve replacement
Circulation 56, 944, 1977
45. KENNEDY J.W., J.G. DOCES, D.K. STEWART
Left ventricular function before and
following surgical treatment of
mitral valve disease
Am.Heart J. 97, 592, 1979
46. KLOSTER F.E., R.H. HERR, A. STARR,
H.E. GRISWOLD
Hemodynamic evaluation of a
cloth-covered Starr-Edwards
valve prosthesis
Circulation 39-40 (Suppl.I), 119, 1969
47. LEFRAK E.A., A. STARR
Cardiac Valve Prostheses
Appleton-Century-Crofts, 1979

48. MACMANUS Q., G.L. GRUNKEMEIER, D. THOMAS,
L.E. LAMBERT, A. STARR

The Starr-Edwards model 6000 valve :
a fifteen-year follow-up of the
first successful mitral prosthesis
Circulation 56, 623, 1977

49. MACMANUS Q., G.L. GRUNKEMEIER,
L.E. LAMBERT, et al.

Year of operation as a risk factor
in the late results of valve
replacement
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 80, 834, 1980

50. MALOWNEY R.C., B.C. PATON

A silastic monocusp prosthesis
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 6, 441, 1965

51. McGOON D.C.

Valvular replacement and
ventricular function
(Editorial)
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 72, 326, 1976

52. MERENDINO K.A. (ed)

Prosthetic Valves for
Cardiac Surgery
Springfield, Thomas, 1961

53. MILLER D.C., P.E. OYER, E. STINSON, et al.
Ten to fifteen year reassessment
of the performance characteristics
of the Starr-Edwards model 6120
mitral valve prosthesis
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 85, 1, 1983
54. MULLIN M.J., W.F. MUTH, J.J. McNAMARA
Sticking aortic valve : a complication
of fabric-covered ball valve prosthesis
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 63, 215, 1972
55. MYHRE E., J. DALE, K. RASMUSSEN
Erythrocyte destruction in different
types of Starr-Edwards aortic ball
valves
Circulation 42, 515, 1970
56. NETTER F.H.
Farbatlanten der Medizin,
Band 1 : Herz
Georg Thieme Verlag, 1976
57. NICKEL O.
Messung und bildliche Darstellung
der Funktion der linken Herz-
kammer mit einer digitalen
Gamma-Kamera
Dissertation

58. NICKEL O., N. SCHAD
Image analysis of the heart
action recorded with a high
speed multicrystal gamma camera
Med.Trogr.Technol. 5, 1-7, 1978
59. NICKEL O., N. SCHAD, E.J. ANDREWS,
J.W. FLEMING, M. MELLO
Scintigraphic measurement of
left ventricular volumes from
the count density distribution
J.Nucl.Med. 23, 404, 1982
60. NICOLOFF D.M., R.W. EMERY, K.V. ARAN, et.al.
Clinical and hemodynamic results with
St. Jude-Medical cardiac valve
prosthesis; a three year experience
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 82, 674, 1981
61. OYER P.E., E.B. STINSON, R.B. GRIEPP,
N.E. SHUMWAY
Valve replacement with the Starr-
Edwards and Hancock prostheses
Ann.Surg. 186, 301, 1977
62. PARKER F.B., F.D. THOMAS, R.A. POIVIER, et.al.
Left ventricular function following
aortic valve replacement :
assessment by radionuclide
ventriculography
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 72, 121, 1980

63. PELLEGRINI A., E. MARCAZZAN, B. PERONACE, et al.
Ten years' experience in heart valve
replacement with artificial prostheses :
immediate and long-term results in 1812 cases
J.Cardiovasc.Surg. 16, 612, 1975
64. PENTHER P., J.P. BOURDARIAS, J. BENSARD,
P. MAURICE, J. LENEGRÉ
Long-term prognosis of mitral or
aortic valve replacement by a
Starr-Edwards prosthesis
Chest 58, 129, 1970
65. PIERIE W., D. RAIBLE, G. SIPON,
M.L. EDWARDS, A. STARR
Valve replacement :
durability of silicone rubber
Circulation 31-32 (Suppl.II),
171, 1965
66. PIERIE W.R., W.D. HANCOCK, S. KOORAJIAN,
A. STARR
Materials and heart valve prostheses
Ann.NY Acad.Sci. 146, 345, 1968
67. RAHIMTOOLA S.H., L.H. COHN
A cardiologist's point of view
and a cardiac surgeon's point
of view
in Cohn L.H. Gallucci V.
Cardiac Bioprosthesis
Yorke Medical Books, 571, 1982

68. REICHART B., Ch. WEINHOLD
Atlas der Herzchirurgie
Pharmazeutische Verlags-
gesellschaft 1982
69. REICHART B., N. SCHAD, G. BOUGIOUKAS, et al.
Noninvasive scintigraphic assessment
of left and right ventricular function
in patients with bioprosthetic mitral
valves at long-term risk
in Cohn L.H., Gallucci V.
Cardiac Bioprosthesis
Yorke Medical Books, 113, 1982
70. REIS R.L., D.L. GLANCY, K. O'BRIEN,
S.E. EPSTEIN, A.G. MORROW
Clinical and hemodynamic assessments
of fabric-covered Starr-Edwards
prosthetic valves
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 59, 84, 1970
71. RERYCH S.K., P.M. SCHOLZ, G.E. NEWMAN,
D.C. SABISTON, R.H. JONES
Cardiac function at rest and
during exercise in normals and
in patients with coronary heart
disease
Ann.Surg. 187, 449, 1978
72. ROBERTS D.L., J.A. DeWEESE, E.B. MAHONEY, P.N. YU
Long-term survival following aortic
valve replacement
Am. Heart.J. 91, 311, 1976

73. RODRIGUEZ L.

Haemodynamic and angiographic findings
in patients with isolated aortic
valvular disease before and after
insertion of a Starr-Edwards
aortic ball valve prosthesis
Scand.J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 4
(Suppl.5), 1, 1970

74. ROE B.B.

Late follow-up studies on
flexible leaflet prosthetic valves
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 58, 59, 1964

75. RUSHMER R.F.

Cardiovascular dynamics
W.B.Saunders Company -
Fourth Edition - 1976

76. SANTINGA J.T., M.M. KIRSH

Hemolytic anemia in serie 2300 and
2310 Starr-Edwards prosthetic
valves
Ann.Thorac.Surg. 14, 539, 1972

77. SAUER E., H. SEBENING

Myokard- und Ventrikelszintigraphie,
Grundlagen und klinische Anwendung
Edition 1980

78. SCHAD N.

Non-traumatic assessment of left
ventricular wall motion and
regional stroke volume after
myocardial infarction
J.Nucl.Med. 18, 333, 1977

79. SCHAD N., O. NICKEL

Radionuclide angiography in
coronary heart disease :
Where do we stand?
Cardiovasc. Radiol. 1, 27, 1978

80. SCHAD N., O. NICKEL

Assessment of ventricular function
with firstpass angiocardiology
Cardiovasc.Radiol. 2, 149, 1979

81. SCHAD N.

Nuklarmedizinische Funktions-
diagnostik des Myokards
Therapiewoche 29, 8226, 1979

82. SCHAD N., O. NICKEL

Nichtinvasive Beurteilung der
regionalen Funktion des linken
Ventrikels: Erste Tracer Passage
Radiologie 20, 56, 1980

83. SCHAD N., O. NICKEL
Noninvasive Assessment of left
ventricular function.
Radiology today 1.Ed. by
M.W. Donner and F.H.W. Henck
Springer-Verlag, 1981
84. SCHELBERT H.R., J.W. VERBA, A.D. JOHNSON, et al.
Nontraumatic determination of left
ventricular ejection fraction by
radionuclide angiocardiology
Circulation 51, 902, 1975
85. SCHOTTENFELD M., J.D. WISHEART, J.K. ROSS,
J.C.R. LINCOLN, D.N. ROSS
Cloth destruction and haemolysis
with totally cloth-covered
Starr-Edwards prosthesis
Thorax 26, 159, 1971
86. SCHOLZ P.M., S.K. RERYCH, J.F. MORAN,
G.E. NEWMAN, et al.
Quantitative radionuclide
angiocardiology.
Catheterization and Cardiovascular
Diagnosis 6, 265, 1980
87. SILVER M.D., N.D. BHOOPENDRA, V.F. BAVES
A key to identify heart
valve prostheses
Arch.Pathol. 99, 132, 1975

88. VAN DER SPUY J.C.

Completely anatomical autogenous
whole mitral valve
Thorax 19, 526, 1964

89. STARR A.

Total mitral valve replacement :
fixation and thrombosis
Surg.Forum 11, 258, 1960

90. STARR A., M.L. EDWARDS

Mitral replacement : clinical
experience with a ball valve
prosthesis
Ann.Surg. 154, 726, 1961

91. STARR A., M.L. EDWARDS, C.W. MCGARD,
H.E. GRISWOLD

Aortic replacement : clinical
experience with a semi-rigid
ball valve prosthesis
Circulation 27, 779, 1963

92. STARR A., R.H. HERR, J.A. WOOD

Mitral replacement :
review of six years' experience
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 54, 333, 1967

93. STARR A.

Mitral replacement with ball prostheses
Br.Heart J. 33 (Supl.), 47, 1971

94. STARR A., L.I. BONCHEK, R.P. ANDERSON,
J.A. WOOD, R.D. CHAPMAN
Late complications of aortic
valve replacement with cloth-
covered composite-seat prostheses:
a six-year appraisal
Ann.Thorac.Surg. 19, 289, 1975
95. STARR A., G. GRUNKEMEIER, L. LAMBERT,
J.E. OKIES, D. THOMAS
Mitral valve replacement :
a 10-year follow-up of non
cloth-covered vs. cloth-covered
caged-ball prostheses
Circulation 54 (Suppl.III), 47, 1976
96. STARR A., G.L. GRUNKEMEIER, L.E. LAMBERT, et al.
Aortic valve replacement :
a ten-year follow-up of non-
cloth-covered vs. cloth-covered
caged-ball prostheses
Circulation 56 (Suppl.II), 133, 1977
97. TEPLY J.F., G.L. GRUNKEMEIER,
H.D. SUTHERLAND, et al.
The ultimate prognosis after
valve replacement :
an assessment at twenty years
Ann.Thorac.Surg. 32, 111, 1981

98. UPTON M.T., S.K. RERYCH, G.F. NEWMAN,
E.P. BOUNOUS, R.H. JONES

The reproducibility of radionuclide angiographic measurements of left ventricular function in normal subjects at rest and during exercise
Circulation 62, 126, 1980

99. VIDNE B., S. ERDMAN, M.J. LEVY
Thromboembolism following heart valve replacement by prosthesis : survey among 365 consecutive patients
Chest 63, 713, 1973

100. WELZ A., B. REICHART, W. KLINNER, N. SCHAD, et al.
Long-term follow-up of patients with valve replacement for chronic mitral insufficiency using Technetium-99m-Pertechnetate Scintigraphy
Thorac.Cardiovasc.Surg. 31, 16, 1983

101. WILLIAMS J.B.
US Patent No 19323,
February 9, 1958

102. WINTER T.Q., R.L. REIS, D.L. GLANCY, et al.
Current status of the Starr-
Edwards cloth-covered prosthetic
cardiac valves
Circulation 45-46 (Supl. I), 14, 1972
103. WINZELBERG G.G., C.A. BOUCHER,
G.M. POCHOST, et al.
Right ventricular function in
aortic and mitral valve disease.
Relation of gated first-pass
radionuclide angiography to
clinical and hemodynamic findings
Chest 72, 520, 1981
104. WUKASCH D.C., F.M. SANDIFORD, G.J. REUL, et al.
Complications of cloth-covered prosthetic
valves : results with a new mitral
prosthesis
J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 69, 107, 1975

DANKSAGUNG

Mein Dank gilt Herrn Prof.Dr.Dr.h.c. W. Klinner, dem Direktor der Herzchirurgischen Universitätsklinik München, der mir Unterlagen und Daten zur Verfügung stellte.

Herrn Prof.Dr. B. Reichart danke ich für die Überlassung des Themas und für seine Anregungen und konstruktive Kritik während der Fertigstellung dieser Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof.Dr. N. Schad vom Städtischen Krankenhaus Passau, Nuklearmedizinische Abteilung. Ohne seine Bereitschaft zur Durchführung der Untersuchungen und seine fachkundige Hilfe bei der Auswertung der Ergebnisse hätte diese Arbeit nicht entstehen können.

Weiterhin danke ich Frau Maria Hemmer und Frau Monika Curths für ihre Geduld und Ausdauer beim Niederschreiben des Manuskriptes.

LEBENS LAUF

25.2.1954	Geburt als zweites Kind des Emil Hemmer und seiner Frau Maria
1960 - 1964	Volksschule in Unterpfaffenhofen
1964 - 1973	Max-Planck-Gymnasium in München-Pasing
Mai 1973	Bestehen des Abiturs
1973 - 1980	Studium der Medizin an der Ludwig Maximilians-Universität München
Mai 1980	Bestehen des Staatsexamens und
Juni 1980	Approbation als Arzt
1976	Heirat mit Cäcilia Ableitner
1977 und 1979	Geburt zweier Söhne
Seit Oktober 1980	Wissenschaftlicher Assistent an der Herzchirurgischen Universitäts- klinik München

